ระบบประเมินการสั่นบริเวณทรวงอก
Chest Vibration Assessment System

ภาณุพงศ์ แซ่ลี้
PANUPONG SAELEE

จตุพล สิโนวัง
JATUPON SINOWUNG

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
พ.ศ. 2559

ระบบประเมินการสั่นบริเวณทรวงอก

Chest Vibration Assessment System

ภาณุพงศ์ แซ่ลี้

PANUPONG SAELEE

จตุพล สิโนวัง

JATUPON SINOWUNG

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตร์บัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2559

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญานิพนธ์ ปีการศึกษา 2559

สาขาวิชา วิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะ วิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง ระบบประเมินการสั่นบริเวณทรวงอก

Chest Vibration Assessment System

ผู้จัดทำ นายจตุพล สิโนวัง รหัส 56010140

นายภาณุพงศ์ แซ่ลี้ รหัส 56010926

รายงานนี้ผ่านการตรวจโดยอาจารย์ที่ปรึกษาแล้ว

(ดร. สุรเดช ตรีไตรลักษณะ)

อาจารย์ที่ปรึกษา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อวิทยานิพนธ์	ระบบประเมินการสั่นบริเวณทรวงอก	
นักศึกษา	นายจตุพล สิโนวัง	56010140
	นายภาณุพงศ์ แซ่ลี้	56010926
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต	
สาขาวิชา	วิศวกรรมชีวการแพทย์	
พ.ศ.	2559	
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	ดร. สุรเดช ตรีไตรลักษณะ	

บทคัดย่อ

การสั่นที่บริเวณหน้าอกเป็นเทคนิคที่นักกายภาพบำบัดใช้ในผู้ป่วยที่ไม่สามารถขับเสมหะได้ด้วยตัวเอง เนื่องจากผลของการผ่าตัด ซึ่งใช้เทคนิคการสั่นและการเคาะปอดเพื่อขับเสมหะ เทคนิคนี้เป็นทักษะที่ต้องได้รับการฝึกฝนจากนักกายภาพบำบัดด้านระบบปอดและทรวงอกที่มีประสบการณ์ ระบบประเมินการสั่นบริเวณทรวงอกนี้พัฒนาขึ้นเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการฝึกนักกายภาพบำบัดรุ่นใหม่โดยแสดงผลการฝึกด้วยภาพ, กราฟความเร่ง ซึ่งสามารถดูผลย้อนหลังได้เพื่อประมวลผลย้อนหลัง ระบบนี้ยังใช้ในการประเมินประสิทธิภาพของการบำบัดด้วยการสั่นที่บริเวณหน้าอกอีกด้วย หัวข้อวิจัยนี้เป็นความต้องการของผู้ฝึกนักกายภาพในโรงพยาบาล ผลสำเร็จของงานชิ้นนี้จะเป็นนวัตกรรมทางกายภาพบำบัดด้านระบบปอดและทรวงอกและเป็นแนวทางในการพัฒนาระบบประเมินการสั่นบริเวณทรวงอกให้กับรุ่นต่อๆไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Project title	Chest Vibration Assessment System
Student	Jatupon Sinowung 56010140
	Panupong Saelee 56010926
Degree	Bachelor of Engineering
Program	Biomedical Engineering
Year	2559
Thesis Adviser	Dr.Suradej Tretriluxana

Abstract

Chest vibration a technique used by percussion and Vibration that both technique are Physical Therapist (PT) to patients who cannot excrete secretion themselves because effect of surgery. This is a skilled technique which need to be trained by an experienced cardiopulmonary PT. Our chest vibration assessment system is developed to effectively train a novice PT by providing visual feedback which can be viewed retroactively for backward processing. It can also be used to evaluate the performance of chest vibration in practice. This project is a demand by PT trainers in the hospital. The outcome from this work will be an innovation in the field of cardiopulmonary PT and it is a guideline for developing a chest vibration assessment system for future generations.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

ปริญญานิพนธ์นี้สำเร็จได้ลุล่วงด้วยความกรุณาจากดร. สุรเดช ตรีไตรลักษณะ อาจารย์ที่ปรึกษาปริญญานิพนธ์ที่ได้ให้คำปรึกษา ข้อเสนอแนะ และ แก้ไขข้อบกพร่องต่างๆ จนปริญญานิพนธ์เล่มนี้เสร็จสมบูรณ์

ขอขอบคุณอาจารย์จากคณะกายภาพบำบัด มหาลัยมหิดลที่ให้คำแนะนำเกี่ยวกับการทำกายภาพบำบัดทรวงอกที่ถูกต้องและตอบปัญหาข้อสงสัยซึ่งนำไปสู่การปรับปรุงให้งานวิจัยนี้ดำเนินไปตามทางที่ถูกต้องมากยิ่งขึ้นและขอขอบคุณแหล่งข้อมูลต่างๆ ที่เป็นประโยชน์ต่อการวิจัยและเปิดให้ผู้วิจัยสามารถเข้าถึงได้

สุดท้ายนี้ขอขอบคุณเพื่อนๆจากคณะวิศวกรรมชีวการแพทย์ชั้นปีที่ 4 ที่เป็นกำลังใจละคอยช่วยเหลือในยามที่ข้าพเจ้าต้องการความช่วยเหลือ

นายจตุพล สิโนวัง

นายภาณุพงศ์ แซ่ลี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อ.....i

Abstract.....ii

กิตติกรรมประกาศ.....iii

สารบัญ.....iv

สารบัญตาราง.....vii

สารบัญรูป.....viii

บทที่ 1 บทนำ.....1

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....1

1.2 วัตถุประสงค์การวิจัย.....1

1.3 สมมติฐานการวิจัย.....2

1.4 ขอบเขตของงานวิจัย.....2

1.5 ขั้นตอนการศึกษาวิจัย.....2

1.6 โครงสร้างวิทยานิพนธ์.....3

บทที่ 2 ทฤษฎีและความรู้พื้นฐานที่เกี่ยวข้อง.....4

2.1 ระบบทางเดินหายใจ.....4

2.1.1 ระบบทางเดินหายใจแบ่งตามโครงสร้าง.....4

2.1.2 ระบบทางเดินหายใจแบ่งตามหน้าที่.....5

2.1.3 กล้ามเนื้อที่ใช้ในการหายใจ.....5

2.1.4 กระบวนการในการหายใจ.....6

2.1.5 ระบบป้องกันสิ่งแปลกปลอมเข้าสู่ร่างกาย.....7

2.2 การทำกายภาพบำบัดทรวงอก.....8

2.2.1 การจัดท่าทางของผู้ป่วย (Positioning).....9

2.2.2 การเคาะปอด (percussion).....10

2.3 PIC Micreocontroller.....13

2.3.1 ประวัติไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล PIC.....14

2.3.2 ประเภทหน่วยความจำไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล PIC.....14

2.3.3 ภาษาที่ใช้สำหรับเขียนโปรแกรมไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล PIC.....16

2.3.4 โครงสร้างไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC.....17

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4 การใช้โปรแกรม Matlab 20
2.4.1 ข้อดีของโปรแกรม matlab 20
2.4.2 ข้อเสียของโปรแกรม matlab 21
2.4.3 โครงสร้างของ MATLAB 21
2.4.4 GUI MATLAB 23
2.5 หน่วยวัดแรงเฉื่อย 26
2.5.1 เซนเซอร์วัดความเร่ง (Accelerometer) 27
2.5.2 เครื่องวัดสภาพการเอียง (Gyroscope) 30
2.5.3 เวกเตอร์ 34
บทที่ 3 ระเบียบวิธีวิจัย 35
3.1 การออกแบบโปรแกรมการทำงาน 35
3.2 การออกแบบฮาร์ดแวร์ 40
3.3 แผนการดำเนินงาน 41
บทที่ 4 ผลการทดลอง 42
4.1 บทนำ 42
4.2 ทดสอบความถูกต้องจากการรับค่าของเซ็นเซอร์ 42
4.3 ขั้นตอนการเก็บข้อมูล 47
บทที่ 5 สรุปผลการทดลอง 48
เอกสารอ้างอิง 54
ภาคผนวก 56

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตารางที่ หน้า

3.1 ตารางแผนการดำเนินงานเทอมที่ 1 41
3.2 ตารางแผนการดำเนินงานเทอมที่ 2 41

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

รูปที่ หน้า

ระบบทางเดินหายใจส่วนบนและส่วนล่าง.....4
รูปที่ 2.2 กระบวนการในการหายใจเข้าและออก.....6
รูปที่ 2.3 แสดงลักษณะการจัดอุ้งมือ ขณะเคาะปอด.....10
รูปที่2.5 บริษัท ไมโครชิพเทคโนโลยี.....13
รูปที่ 2.6 แสดงโมโครคอนโทรลเลอร PIC แบบ EPROM.....15
รูปที่ 2.7 แสดงโมโครคอนโทรลเลอร PIC แบบ Flash Memory.....16
รูปที่ 2.8 แสดงโครงสรางและสถาปตยกรรมภายในของไมโครคอนโทรลเลอร PIC16F887.....18
รูปที่ 2.9 โปรแกรม Matlab.....20
รูปที่ 2.10 แสดงหน้าต่างการแสดงผลแบบGUI.....24
รูปที่ 2.11 9DoF Razor IMU.....27
รูปที่ 2.121 แสดงชนิดของเซนเซอร์วัดความเร่ง.....27
รูปที่ 2.13 แสดงหลักการของเซนเซอร์วัดความเร่ง.....28
รูปที่ 2.14 เครื่องวัดสภาพความเอียง.....30
รูปที่ 2.15 ไจโรสโคปบ่งบอกถึงการเอียงในรูปแบบนั้นๆ.....31
รูปที่ 2.16 วงล้อหมุนตามกฎของนิวตัน.....32
รูปที่ 2.17องค์ประกอบของเวกเตอร์สามมิติ.....34
รูปที่ 3.1 Block diagram ของงาน.....35
รูปที่ 3.2 โครงสร้างของ PIC16F887.....36
รูปที่ 3.3 หน้า Interface ของโปรแกรม CCS C Compiler.....36
รูปที่ 3.4 การแสดงผลของ Code.....37
รูปที่ 3.5 หน้าแสดงผลของโปรแกรม.....38
รูปที่ 3.6 เปิดข้อมูลเก่ามาประมวลผลได้.....38
รูปที่ 3.7 ผลเวคเตอร์ลัพท์ของไฟล์ข้อมูลที่เลือก.....39
รูปที่ 3.8 แสดงข้อมูลดิบของไฟล์ที่เลือก.....39
รูปที่ 3.9 ต้นแบบตัวใส่เซ็นเซอร์.....40
รูปที่ 3.10 ต้นแบบกล่องใส่วงจรควบคุม.....40
รูปที่ 3.11 ตัวฮาร์ดแวร์จริง.....40
รูปที่ 4.1 การเคลื่อนที่ของเซ็นเซอร์ในแนวแกนต่างๆ.....42

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 4.2 การทดลองที่ 4.2 ครั้งที่ 1 43
รูปที่ 4.3 การทดลองที่ 4.2 ครั้งที่ 2 43
รูปที่ 4.4 การทดลองที่ 4.2 ครั้งที่ 3 44
รูปที่ 4.5 การทดลอง 4.2 ครั้งที่ 1 44
รูปที่ 4.6 การทดลองที่ 4.2 ครั้งที่ 2 45
รูปที่ 4.7 การทดลองที่ 4.2 ครั้งที่ 3 45
รูปที่ 4.8 การทดลองที่ 4.3 ครั้งที่ 1 46
รูปที่ 4.9 การทดลองที่ 4.2 ครั้งที่ 2 46
รูปที่ 4.10 การทดลองที่ 4.2 ครั้งที่ 3 47
รูปที่ 4.11 บรรยากาศการเก็บข้อมูล. 47
รูปที่ 5.1 หน้าโปรแกรมขณะใช้งาน 48
รูปที่ 5.2 ภาพการทดลอง 49
รูปที่ 5.3 การทดลองที่ 5.1 ครั้งที่ 1 50
รูปที่ 5.4 การทดลองที่ 5.1 ครั้งที่ 2 50
รูปที่ 5.5 การทดลองที่ 5.1 ครั้งที่ 3 51
รูปที่ 5.6 การทดลองที่ 2 53

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1
บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ในการทำกายภาพบำบัดทรวงอกที่มีประสิทธิภาพนั้น ผู้ให้การบำบัดควรมีความรู้ด้าน Anatomy, Physiology และต้องเคยมีประสบการณ์การปฏิบัติมาแล้ว จึงจะสามารถทำการบำบัดโดยการเคาะปอด (Percussion) และสั่นสะเทือน (Vibration) ได้อย่างถูกต้องและได้ผลที่ดี ทำให้เสมหะออกจากหลอดลม เพื่อฟื้นฟูสภาพและประสิทธิภาพการทำงานของปอดในการแลกเปลี่ยนก๊าซในการหายใจ

แต่ปัญหาคือการที่คนที่ไม่มีประสบการณ์ทำการบำบัดผลที่ได้อาจจะไม่ดีเท่าที่ควรหรืออาจจะไปกระทบส่วนซี่โครงทำให้บาดเจ็บได้ เนื่องจากไม่รู้ความถี่ในการสั่น ความเบาความแรงในการเคาะและไม่มีความรู้ในเรื่องของการจัดท่าทางให้ผู้ป่วยให้เหมาะสมแก่การบำบัด การแก้ปัญหาข้างต้นคือการจัดทำอบรมให้ความรู้แก่นักกายภาพรุ่นใหม่

ซึ่งการที่จะอธิบายกระบวนการทำ น้ำหนักในการลงมือปฏิบัติผู้บรรยายคงยากที่จะอธิบายให้ผู้ได้อบรมเข้าใจ แต่ในเรื่องของการอธิบายความถี่ในการสั่นสะเทือน (Vibration) นั้นสามารถทำให้อยู่ในรูปของข้อมูลที่ชัดเจนและน่าเชื่อถือได้โดยการทำให้อยู่ในรูปของกราฟความเร่งในการเคลื่อนไหว ซึ่งจะสามารถอธิบายได้ง่ายขึ้นว่าควรใช้ความถี่การสั่นเท่าไหร่หรือใช้ความแรงในการสั่นเท่าใด จะช่วยให้การฝึกสอนเป็นไปได้ง่ายขึ้น

1.2 วัตถุประสงค์การวิจัย

1.2.1. เพื่อพัฒนาระบบประเมินการสั่นที่บริเวณทรวงอกเพื่อการขับเสมหะ

1.2.2. ฝึกนักกายภาพบำบัดใหม่ให้มีทักษะการสั่นบริเวณหน้าอกอย่างมีประสิทธิภาพ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.3 สมมติฐานการวิจัย

1.3.1. สามารถสร้างกราฟความเร่งจากการสั่นได้ออกมาอย่างมีประสิทธิภาพและเป็นจริงๆ ที่สุด

1.3.2. สามารถทำกราฟความเร่งที่ได้จากการสาธิตมาสอนคนที่สนใจได้ นำไปใช้ได้จริง

1.4 ขอบเขตของงานวิจัย

ศึกษาและออกแบบอุปกรณ์สำหรับวัดการสั่นของมือที่ใช้ในการทำกายภาพบำบัดทรวงอก นำค่ามาแสดงในรูปของกราฟความเร่งในการเคลื่อนแบบเรียลไทม์ (Real time) ที่ในแอพพิเคชั่นซึ่งสามารถแสดงกราฟก่อนหน้าและกราฟที่กำลังวัดเพื่อเปรียบเทียบค่าระหว่าง 2 กราฟ

1.5 ขั้นตอนการศึกษาวิจัย

1.5.1. ศึกษาข้อมูลการทำงานวิจัยจากงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ค้นคว้างานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการวัดการสั่นไหว และการทำกายภาพบำบัดทรวงอก ศึกษากระบวนการสร้างระบบและการวิเคราะห์เพื่อนำมาประยุกต์ใช้ในงานวิจัย

1.5.2. การสร้างระบบวิเคราะห์ข้อมูลของเซ็นเซอร์

ศึกษาและค้นหาวัสดุที่ต้องนำมาใช้ในการสร้าง เช่น บอร์ด PIC, เซ็นเซอร์ MPU6050

1.5.3. การสร้างโปรแกรมสำหรับเก็บข้อมูลของเซ็นเซอร์ที่มีลักษณะเป็นความเร่ง

ศึกษาโปรแกรมที่มีประสิทธิภาพ ใช้งานสะดวกและเข้าใจง่าย ศึกษาการเขียนคำสั่งพื้นฐานและนำมาประยุกต์ใช้

1.5.4. การเก็บข้อมูลเพื่อวินิจฉัย

เมื่อสร้างระบบการเก็บข้อมูลเรียบร้อยแล้ว จะต้องทำการเก็บข้อมูลเพื่อนำมาวินิจฉัย ซึ่งเป็นการทดสอบความถูกต้องและแม่นยำของระบบที่สร้างขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.5.5. การวิเคราะห์ผล

นำข้อมูลที่ได้จากการเก็บรวบรวมมาวิเคราะห์เพื่อหาความถูกต้องและความแม่นยำของระบบ เพื่อนำข้อผิดพลาดไปแก้ไขระบบให้มีประสิทธิภาพมากขึ้น

1.6 โครงสร้างวิทยานิพนธ์

โครงสร้างของวิทยานิพนธ์เล่มนี้ประกอบไปด้วย

1.6.1. บทนำ ความเป็นมาและความสำคัญ

1.6.2. ทฤษฎีและความรู้ที่เกี่ยวข้อง

1.6.3. ระเบียบวิธีวิจัย

1.6.4. ผลการทดลอง

1.6.5. สรุปผลการทดลอง

1.6.6. ภาคผนวก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2
ทฤษฎีและความรู้พื้นฐานที่เกี่ยวข้อง

2.1 ระบบทางเดินหายใจ

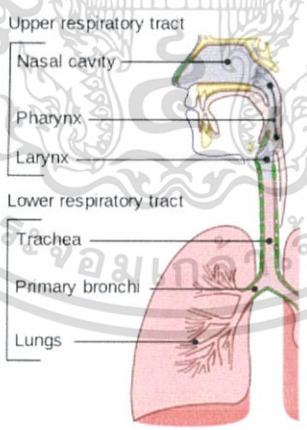
ระบบทางเดินหายใจ (Respiratory system) เป็นระบบของที่สำคัญร่างกาย เพราะมนุษย์เราต้องหายใจตลอดเวลาในช่วงที่มีชีวิตอยู่ ซึ่งระบบทางเดินหายใจมีหน้าที่แลกเปลี่ยนก๊าซให้กับร่างกาย ซึ่งระบบทางเดินหายใจจะแลกเปลี่ยนก๊าซออกซิเจนและคาร์บอนไดออกไซด์ที่บริเวณปอดด้วยกระบวนการแพร่ เพื่อให้อากาศผ่านไปหมุนเวียนตามอวัยวะส่วนต่างๆของร่างกาย และระบบทางเดินหายใจสามารถแบ่งได้เป็น 2 ลักษณะใหญ่ๆคือ ระบบทางเดินหายใจแบ่งตามโครงสร้าง และระบบทางเดินหายใจแบ่งตามหน้าที่

2.1.1 ระบบทางเดินหายใจแบ่งตามโครงสร้าง

ระบบทางเดินหายใจแบ่งตามโครงสร้าง แบ่งเป็น 2 ส่วนคือ

2.1.1.1 ระบบทางเดินหายใจส่วนบน (upper respiratory tract, URI) : ประกอบด้วยอวัยวะที่เกี่ยวข้องกับการหายใจเหนือกล่องเสียงขึ้นไป ได้แก่ จมูก, คอหอย (Pharynx and Larynx) เป็นต้น

2.1.1.2 ระบบทางเดินหายใจส่วนล่าง(lower respiratory tract, LRI) ประกอบด้วย กล่องเสียง, หลอดคอ, หลอดลมใหญ่ และปอด



(รูปที่ 2.1 ระบบทางเดินหายใจส่วนบนและส่วนล่าง)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.1.2 ระบบทางเดินหายใจแบ่งตามหน้าที่

ระบบทางเดินหายใจแบ่งตามหน้าที่จะแบ่งตามหน้าที่ของอวัยวะส่วนต่างๆซึ่งสามารถแบ่งเป็น 2 หน้าที่หลัก คือ

2.1.2.1 หลอดลมทำหน้าที่เป็นการลำเลียงอากาศ มีหน้าที่นำอากาศจากภายนอกเข้าสู่ปอด เป็นทางผ่านเข้าออกของอากาศเท่านั้น ไม่มีหน้าที่เกี่ยวข้องกับการแลกเปลี่ยนแก๊ส ได้แก่ จมูก, คอหอย, กล่องเสียง, หลอดคอ, หลอดลมใหญ่, หลอดลมฝอย, และปลายหลอดลมฝอย

2.1.2.2 หน้าที่แลกเปลี่ยนแก๊ส เป็นบริเวณที่แลกเปลี่ยนแก๊สคาร์บอนไดออกไซด์และแก๊สออกซิเจนกับเนื้อเยื่อ ได้แก่ หลอดลมฝอยแลกเปลี่ยนแก๊ส, ท่อลม, ถุงลม, ถุงลมเล็ก

2.1.3 กล้ามเนื้อที่ใช้ในการหายใจ

ในส่วนของกล้ามเนื้อที่ใช้ในการหายใจเป็นกล้ามเนื้อที่อยู่รอบผนังทรวงอกโดยเป็นส่วนประกอบที่สำคัญของระบบทางเดินหายใจเนื่องจากตามปกติแล้วปอดไม่ให้สามารถขยายขนาดเพื่อรับอากาศจากการหายใจได้เอง แต่จะเกิดขึ้นได้ต้องอาศัยแรงของกล้ามเนื้อเหล่านี้เพื่อขยายผนังของทรวงอกให้กว้างมากขึ้น และเกิดการลดลงของความดันภายในทรวงอกมากพอจนทำให้อากาศจากภายนอกไหลเข้าสู่ปอดได้ โครงสร้างหลักของผนังทรวงอก ได้แก่ ซี่โครง กล้ามเนื้อที่ยึดระหว่าง กล้ามเนื้อกระบังลม และปอด กับ ถุงลม

เนื้อเยื่อที่ห่อหุ้มด้านในของผนังทรวงอก เรียกว่า เยื่อหุ้มปอด (Pleura) ซึ่งมีอยู่ 2 ชั้นคือ ชั้นนอก (Parietal pleura) และชั้นใน (Visceral pleura) กล้ามเนื้ออื่น ๆ ที่มีส่วนช่วยในกระบวนการหายใจ ได้แก่ กล้ามเนื้อท้อง กล้ามเนื้อรอบกระดูกหน้าอก กล้ามเนื้อบริเวณไหปลาร้าและต้นคอ (Sternocleidomastoid และ Scalenus)

กล้ามเนื้อยึดระหว่างซี่โครงชั้นนอก (External intercostal muscles) มีทั้งหมด 11 คู่ ซึ่งกล้ามเนื้อแต่ละมัด มีขอบเขตเริ่มจากบริเวณปุ่มกระดูกของซี่โครงจากทางด้านหลังและสิ้นสุดที่รอยต่อระหว่างกระดูกซี่โครงกับกระดูกอ่อนของซี่โครงทางด้านหน้าโดยที่จุดสิ้นสุดส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อกล้ามเนื้อจะเปลี่ยนเป็นเยื่อหนา ๆ แทน ใยของกล้ามเนื้อมัดนี้จะมีลักษณะเฉียงจากทางด้านหลังมาด้านหน้า และจากบนลงล่าง โดยกล้ามเนื้อมีจุดยึดเกาะเริ่มต้นที่บริเวณขอบล่างของกระดูกซี่โครงชิ้นบน และเฉียงลงทางด้านหน้ามาเกาะยึดสิ้นสุดที่บริเวณขอบบนของกระดูกซี่โครงชั้นล่างสำหรับกล้ามเนื้อมัดล่างๆของทรวงอก ซึ่งอยู่ติดกับ

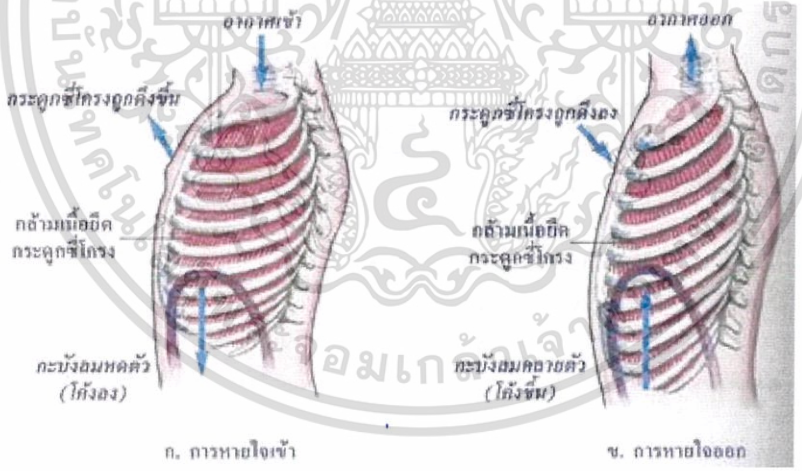
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผนังช่องท้อง กล้ามเนื้อนี้จะเชื่อมต่อเป็นเนื้อเดียวกับกล้ามเนื้อผนังช่องท้องชั้นนอก (External oblique) กล้ามเนื้อนี้จะทำงานโดยการหดตัวในระยะที่มีการหายใจเข้า

กล้ามเนื้อยึดระหว่างซี่โครงชั้นใน (Internal intercostal muscles) มีทั้งหมด 11 คู่ เช่นกัน กล้ามเนื้อกลุ่มนี้อยู่ชั้นลึกใต้กล้ามเนื้อชั้นนอก และมีแนวกล้ามเนื้อตั้งฉากกับกล้ามเนื้อชั้นนอก โดยมีแนวการเกาะยึดจากร่องของกระดูกซี่โครงชิ้นบน เฉียงลงทางด้านหลังมาเกาะยึดอยู่ที่บริเวณขอบบนของกระดูกซี่โครงชิ้นล่าง

2.1.4 กระบวนการในการหายใจ

ในการหายใจนั้นมีโครงกระดูกส่วนอกและ กล้ามเนื้อบริเวณอกเป็นตัวช่วยขณะหายใจเข้า กล้าม เนื้อหลายมัดหดตัวทำให้ทรวงอกขยายออกไปข้างหน้า และยกขึ้นบน ในเวลาเดียวกันกะบังลมจะลดต่ำลง การกระทำทั้งสองอย่างนี้ทำให้โพรงของทรวงอกขยาย ใหญ่มากขึ้น เมื่อกล้ามเนื้อหยุดทำงานและหย่อนตัวลง ทรวงอกยุบลงและความดันในช่องท้องจะดันกะบังลม กลับขึ้นมาอยู่ในลักษณะเดิม กระบวนการเช่นนี้ทำให้ ความดันในปอดเพิ่มขึ้น เมื่อความดันในปอดเพิ่มขึ้นสูง กว่าความดันของบรรยากาศ อากาศจะถูกดันออกจาก ปอด ฉะนั้นจึงสรุปได้ว่า ปัจจัยแรกที่ทำให้ อากาศมีการเคลื่อนไหวเข้าออกจากปอดได้นั้น เกิด จากความดันที่แตกต่างกันนั่นเอง



(รูปที่ 2.2 กระบวนการในการหายใจเข้าและออก)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.1.5 ระบบป้องกันสิ่งแปลกปลอมเข้าสู่ร่างกาย

ระบบป้องกันสิ่งแปลกปลอมเข้าสู่ร่างกาย (defense mechanism) ซึ่งมีอยู่ในร่างกายของมนุษย์นั้น เริ่มตั้งแต่ทางเดินหายใจส่วนต้น ซึ่งจะมีขนจมูกและน้ำมูกเป็นด่านแรกของการกักฝุ่นละออง คอยกรองฝุ่นละอองที่จะผ่านไปยังทางเดินหายใจส่วนต่อๆไป ในส่วนของคอหอยที่ต่อจากจมูก จะมีขนเซลล์ ซึ่งไวต่อสิ่งแปลกปลอมคอยโบกพัด เมื่อมีฝุ่นหรือสิ่งแปลกปลอมสามารถผ่านเข้าทางเดินหายใจบริเวณนี้ จะเกิดการกระตุ้น กลไกทำให้เกิดรีเฟล็กซ์การจาม (ciliary action) นอกจากกลไกดังกล่าวแล้ว ทางเดินหายใจส่วนต้นยังทำ หน้าที่ในการให้ความชื้น และอุ่นอากาศเพื่อให้เหมาะกับร่างกายที่กล่องเสียง ซึ่งเป็นส่วนที่เชื่อมต่อระหว่าง ทางเดินหายใจส่วนต้นและส่วนปลาย โดยมีฝาปิด กล่องเสียง (epiglottis) ทำหน้าที่ปิด-เปิดหลอดลม เพื่อป้องกันการสำลัก และป้องกันสิ่งแปลกปลอมตกลง ไปในทางเดินหายใจส่วนปลาย ขณะมีการไอหรือกลืนอาหาร ที่บริเวณดังกล่าว ยังมีเซลล์สร้าง เมือกและรีเซ็ปเตอร์ (receptors) ซึ่งไวต่อสิ่งเร้า โดยเฉพาะตัวกระตุ้นกลและตัวกระตุ้นเคมี เมื่อไรก็ตามที่มี สิ่งกระตุ้น อาจเป็นฝุ่นละอองหรือถูกแรงกดกระตุ้นบริเวณนี้ จะเกิดรีเฟล็กซ์การไอ ซึ่งจัดเป็นการไอ ชนิดไม่อยู่ในอำนาจจิตใจ ทางเดินหายใจส่วนปลาย ที่ผนังทางเดินหายใจตั้งแต่หลอดลมจนถึงหลอดลมฝอยส่วนปลาย จะมี ชั้นเมือก ขนเซลล์คอยพัดโบกและรีเซ็ปเตอร ซึ่งไวต่อสิ่งเร้าเช่นกัน เพื่อเป็นด่านกักหรือป้องกันสิ่งแปลก ปลอมเข้าสู่ถุงลม ดังนั้น จึงมักพบเสมอว่าในผู้ป่วยที่มีการติดเชื้อของทางเดินหายใจ หรือระบบการหายใจ จะเกิดการระคายเคืองและมีเสมหะจำนวนมาก เนื่องจากกลไกของร่างกายดังกล่าวนั่นเอง ทางเดินหายใจตั้งแต่จมูกจนถึงหลอดลม จะไม่มีการแลกเปลี่ยนก๊าซ ถือเป็น dead space ของร่างกาย ส่วนถุงลมซึ่งเป็นส่วนที่ อยู่ปลายสุดของทางเดินหายใจ จะเป็นส่วนที่มีการแลกเปลี่ยนก๊าซ ชั้นเมือกเหนียวที่ปกคลุมผนังทางเดินหายใจนั้น จะเป็นตัวจับฝุ่นละอองและสิ่งแปลกปลอม ส่วน ขนเซลล์ที่พัดโบกเป็นจังหวะมากกว่า 1,000-1,500 ครั้ง/นาที จะช่วยเคลื่อนชั้นเมือกที่จับฝุ่นละอองนั้น จาก หลอดลมฝอยส่วนปลายขึ้นไปสู่ท่อลมคล้ายบันไดเลื่อนด้วยอัตราเร็ว 1-2 เซนติเมตร/นาที เมื่อเมือก ที่จับฝุ่นละอองเคลื่อนมาถึงคอหอย จะถูกขจัดโดยการกลืน การบ้วน หรือการสั่งออกทางจมูก

นอกจากกลไกการป้องกันของระบบทางเดินหายใจ ซึ่งเกิดขึ้นตามลักษณะกายวิภาคดังกล่าวแล้ว ร่างกายเรายังมีกลไกป้องกันหรือขจัดสิ่งแปลกปลอมอีกประการหนึ่งที่มีประสิทธิภาพมาก คือ การไอ เมื่อมีสิ่งแปลกปลอมพลัดหลงเข้าสู่ทางเดินหายใจ จะไปกระตุ้นรีเซ็ปเตอร์ซึ่งว่างตัวเป็นแนวตามผนังทางเดนิ หายใจ ทำให้เกิดรีฟล็กซกการไอ กลไกการไอสามารถแบงออกไดเป็น 4 ช่วง คือ ชวงแรกเมื่อมีสิ่ง กระตนุ อาจเป็นฝุ่นละอองผ่านเข้าทางเดนิหายใจ หรือมีเสมหะคั่งค้าง จะกระตุ้นให้ร่างกายเกิดการหายใจ เข้าเต็มที่เพื่อรับเอาอากาศเข้าสู่ปอด, จากนั้นฝาปิดกลองเสียง ก็จะปิดโดยอัตโนมัติจนไม่มีอากาศเหลือใน กลองเสียง กล้ามเนื้อหน้าท้องกล้ามเนื้อหว่างซี่โครงชั้นนอกหด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตัวอย่างแรง กำบังลมเริ่มดันขึ้น ทำให้ ปริมาตรของช่องอกลดลง ความดันในช่องท้องและช่องอกเพิ่มขึ้นทันทีมากกว่า 100 มิลลิเมตรปรอท ฝาปิด กลองเสียงจะเปิดออกทันที อากาศภายในปอดซึ่งมีแรงดันสูงจะถูกขับออกอย่างแรงและเร็วมาก ประมาณ 300 ลิตร/นาที ซึ่งอากาศที่เคลื่อนตัวอย่างรวดเร็วออกจากทางเดนิหายใจดังกล่าวนี้ จะพัดพาหรือหอบเอา ของเสีย สิ่งแปลกปลอมหรือเสมหะออกมาด้วย ดังนั้นการฝึกการไอ (voluntary cough) ไดอย่างมีประสิทธิ ภาพก็เป็นวิธีการหนึ่งทางกายภาพบำบัด ที่สามารถขจัดเอาเสมหะหรือสิ่งแปลกออกจากปอด

ในผู้ป่วยที่ไดรับการผ่าตัดหรือผูป่วยที่มีความจำเป็นต้องใสท่อช่วยหายใจ(artificial airways) เพื่อช่วยการระบายอากาศ (ventilation) และระบายเสมหะนั้น มีส่วนทำให้ระบบป้องกันสิ่งแปลกปลอมตาม ธรรมชาติของร่างกายต่างๆ ดังกล่าวเสียไป เกิดการบาดเจ็บต่อเนื้อเยื่อและทางเดินหายใจ มักเป็นสาเหตุ หนึ่งที่ทำให้เกิดการติดเชื้อของระบบหายใจ นอกจากนั้น ท่อช่วยหายใจที่ใสไวก็ถือเป็นสิ่งแปลกปลอม ของร่างกายอย่างหนึ่ง ดังนั้นจึงไมตองสงสัยเลยว่าทำไมผู้ป่วยที่ใสท่อช่วยหายใจดังกล่าว จึงมีการระคาย เคืองและเกิดเสมหะมากกวาปกติ การเกิดเสมหะที่คั่งค้างในปอดหรือทางเดินหายใจ เป็นปัจจัยที่ทำให้เกิดการอุดตันทางเดนิหายใจ เกิดการอักเสบและติดเชื้อ ตลอดจนเกิดภาวะปอดแฟบ โดยเฉพาะในผู้ป่วยที่ได้รับการผาตัดช่องท้อง หรือ ชองอกและผู้ป่วยที่ไรสติต้องใสท่อ

ร่วมกับเครื่องช่วยหายใจ เครื่องเฝ้าระวังชนิดตางๆ ซึ่งมักจะไมพยายาม หรือไมสามารถเคลื่อนไหวตัวเนื่องจากเจ็บแผลผ่าตัด หรือไมสะดวกที่จะเคลื่อนไหว มักจะเกิดผลแทรก ซ้อนทางระบบหายใจต่างๆ ดังไดกล่าวมาแลว การกระตุ้นให้ผู้ป่วยพยายามเคลื่อนไหว (active movement) ของแขนขา และทรวงอก ทันทีภายหลังผ่าตัดก็เป็นอีกวิธีหนึ่งที่จะลดปัญหาแทรกซ้อนดังกล่าว กายภาพบำบัดทางทรวงอก เป็นขบวนการหนึ่งซึ่งสามารถขจัดหรือปองกันผลแทรกซ้อนดังกล่าว ต่างๆได เช่น การจัดท่าเพื่อระบายเสมหะ การเคาะ-สั่น-เขย่าปอด การฝึกหายใจ การฝึกไออย่างมีประสิทธิ ภาพ และการออกกำลังกายเพื่อการรักษา

2.2 การทำกายภาพบำบัดทรวงอก

กายภาพบำบัดทรวงอก (Chest physiotherapy) เป็นการรักษาโรคที่เกิดขึ้นกับระบบหายใจ ระบบไหลเวียน ระบบประสาท ระบบโครงร่าง ที่ส่งผลต่อการหายใจ ด้วยวิธีการทางกายภาพบำบัด ได้แก่ การจัดท่าระบายเสมหะ การเคาะปอด การสั่นปอด การกระตุ้นการไอ การดูดเสมหะ การฝึกการหายใจ การออกกำลังเพื่อการเคลื่อนไหวของทรวงอก การฟื้นฟูสภาพผู้ป่วยโรคหัวใจและโรคปอดเรื้อรัง เป็นต้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2.1 การจัดท่าทางของผู้ป่วย (Positioning)

2.2.1.1 การจัดท่าเพื่อระบายเสมหะ (Postural drainage) โดยใช้หลักการจัดให้ segmental bronchus อยู่ในแนวดิ่งมากที่สุด เพื่อให้แรงดึงดูดของโลกช่วยเร่งให้เสมหะมีการเคลื่อนที่เร็วยิ่งขึ้น โดยที่ทำให้เกิดผลเสียน้อยที่สุด

2.2.1.2 การจัดท่าเพื่อการระบายอากาศและการกระจายของเลือดภายในปอด (position rotation) เป็นการปรับเปลี่ยนท่าทางของผู้ป่วย เพื่อให้ส่วนที่ต้องการให้มีการไหลเวียนของอากาศและเลือดมีปริมาณเป็นไปตามต้องการ อาจจะใช้เพื่อการระบายเสมหะด้วย แต่จะมีประสิทธิภาพน้อยกว่าการจัดท่าระบายเสมหะโดยตรง

ข้อบ่งชี้ของการจัดท่าระบายเสมหะ

1. ป้องกันการคั่งของเสมหะ ในผู้ป่วยที่มีความเสี่ยงสูง

2. ระบายเสมหะจากส่วนของปอดระดับ segment ลงไป

จากการศึกษาของ Chulay et al.; 1982 และ Clauss et al.; 1984 ในเรื่องของผลของการเปลี่ยนท่า ทางในผู้ป่วย thoracic and abdominal injury ได้ทำศึกษาการเปลี่ยนท่าทางทุก ๆ 2 ชั่วโมง โดยนอนตะแคงกึ่งหงายทับซ้ายและขวาสลับกัน มีมุมของการหมุนไม่น้อยกว่า 90 องศา พบว่าการเกิดไข้ลดลง เมื่อเทียบกับกลุ่มควบคุม

Arbore et al.; 1974 ได้สรุปการศึกษาไว้ว่า หากมีพยาธิสภาพที่ปอดข้างใดข้างหนึ่ง จะทำให้ ventilation/perfusion ขาดความสมดุล การจัดท่าผู้ป่วยควรให้ข้างที่มีปัญหาอยู่ด้านบน หรือด้านที่ดีอยู่ด้านล่าง จะเพิ่ม oxygenation ได้ จากการศึกษาในผู้ป่วยที่ใช้เครื่องช่วยหายใจเปรียบเทียบกับผู้ป่วยที่หายใจเอง พบว่า Ventilation ในส่วนล่างของปอด (dependent lung zones) ของผู้ป่วยที่ใช้เครื่องช่วยหายใจน้อยกว่ากลุ่มควบคุม (Bryan ;1974)

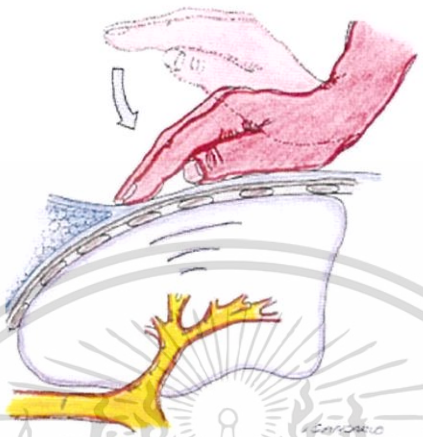
Chang et al.; 1986 ได้ศึกษาพบว่า การจัดท่าที่สามารถเพิ่ม ventilation/perfusion matching จะเป็นท่านอนตะแคงกึ่งคว่ำทั้งซ้ายและขวา ช่วยให้ oxygenation ดีขึ้น หากผู้ป่วยอยู่ในท่านอนหงายหัวสูงมานาน

ทั้งนี้ในการจัดท่าระบายเสมหะร่วมกับการจัดท่าเพื่อการระบายอากาศและการกระจายของเลือดในปอดนั้นต้องทำตลอด 24 ชั่วโมง โดยคำนึงถึงช่วงการรักษาทางการแพทย์ การให้การพยาบาล การให้อาหาร การพักผ่อน และการรักษาทางกายภาพบำบัดร่วมด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2.2 การเคาะปอด (percussion)

การเคาะปอด เป็นการให้แรงผ่านผนังทรวงอก เพื่อกระตุ้นให้ cell บุผนังทางเดินหายใจ (ciliated cell & globlet cell) มี activities เพิ่มขึ้น ทั้งนี้จะช่วยให้ muco-ciliary escalator มีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น



(รูปที่ 2.3 แสดงลักษณะการจัดอุ้งมือ ขณะเคาะปอด)

ข้อบ่งชี้ของการเคาะปอด

1. เสมหะเหนียว
2. การอุดกั้นของเสมหะทำให้ปอดแฟบ
3. การมีสิ่งแปลกปลอมอุดกั้นทางเดินหายใจ

ผลการทำ percussion ช่วยให้เสมหะหรือสิ่งอุดกั้นในหลอดลมใหญ่มีการเคลื่อนออกมา แต่ผลกับหลอดลมขนาดเล็กนั้นยังไม่แน่นอน มีการศึกษาจากภาพถ่ายรังสีพบว่าบางครั้งภาพรังสีทรวงอกที่ได้แตกต่างจากสภาพอาการของผู้ป่วย เช่น อาจจะมี infiltration หรือ air bronchogram ได้ แต่ clinical finding ดีหมดก็มี (Finer et al.;1979) หรือจากการศึกษาของ Bateman et al 1979,1981 ในผู้ป่วย CLD จากการสูด radioactive aerosol พบว่า มีการเคลื่อนของเสมหะจากส่วน peripheral มาสู่ central zone เร็วขึ้นเมื่อทำ percussion & vibration ร่วมกับ postural drainage และ coughing เทียบกับ coughing อย่างเดียว หรืองานของ Rossman et al.;1982 ที่ใช้ radioactive aerosol วัดการเคลื่อนของเสมหะ พบว่า cough & percussion & vibration & postural drainage ให้ผลในการเคลื่อนของเสมหะดีกว่า postural drainage อย่างเดียว หรือดีกว่าการทำ postural drainage ร่วมกับ mechanical percussion แต่งานของ Sutton et al.;1985

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

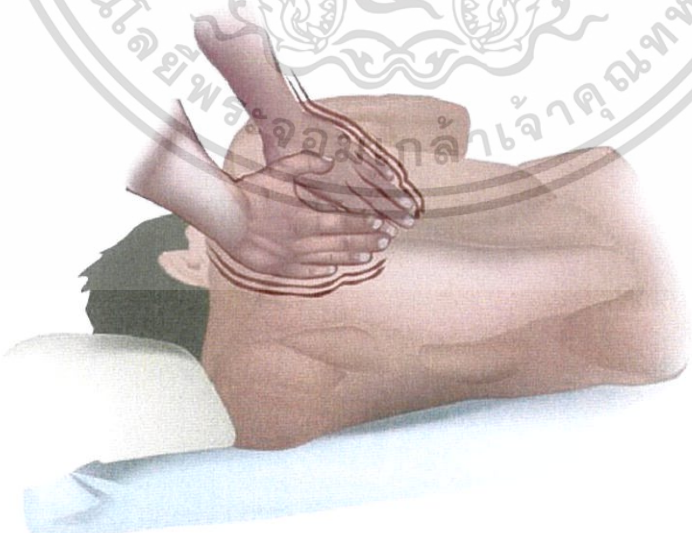
พบว่า เมื่อเปรียบเทียบการทำแต่ละเทคนิค(postural drainage , coughing , deep breathing , percussion) โดยดูจาก radioactive aerosol clearance พบว่า ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ แต่ปริมาณเสมหะเมื่อทำ percussion & vibration และ deep breathing มีมากกว่า

ระยะเวลาในการเคาะปอดควรแบ่งทำเป็นช่วง ๆ ในขณะจัดท่าระบายเสมหะ ในผู้ใหญ่ควรทำช่วงละ 3-5 นาที พัก 1 นาที สลับกันจนกว่าจะครบเวลาที่ทำการจัดท่าระบายเสมหะ ทั้งนี้ประเมินประสิทธิผล โดยดูจาก

1. ผลการตรวจร่างกายก่อนและหลังทำการรักษา เปรียบเทียบกัน ได้แก่ การฟังเสียงผิดปกติ ปริมาณเสมหะ หรืออาการแสดงอื่น ๆ

2. ดูจากภาพถ่ายรังสี ซึ่งจะเห็นการเปลี่ยนแปลงชัดเจนได้เฉพาะกรณีที่เกิดการอุดกั้นทางเดินหายใจจากสิ่งแปลกปลอม หรือในกรณีที่เกิดการแฟบของปอด (atelectasis) จากการอุดกั้นของเสมหะไม่เกิน 2 สัปดาห์

2.2.3 การสั่นปอด (Vibration)กลไก การสั่นปอดเป็นการเพิ่มแรงดันภายในทรวงอก ในช่วงเวลาการหายใจออก ทำให้มีการไหลของลมหายใจออกในลักษณะคล้ายคลื่น ช่วยขับเสมหะจากทางเดินหายใจเล็ก ๆ ไปสู่ทางเดินหายใจที่ใหญ่กว่า แม้ว่าจะไม่มีผู้ยืนยันถึงผลอย่างชัดเจน แต่จากการตรวจด้วยการทำการตรวจสอบภาพของระบบทางเดินหายใจพบว่า เมื่อทำการสั่นในภาวะที่ผู้ป่วยไม่ต่อต้าน เช่น ในภาวะได้รับยาสลบ จะมีการเคลื่อนที่ของเสมหะสู่หลอดลมใหญ่อย่างชัดเจน ช่วยขับเสมหะจากหลอดลมขนาดกลางมาสู่หลอดลมใหญ่ ใช้ได้ทั้งในผู้ป่วยที่มีสติปกติ และผู้ป่วยที่ใช้



(รูปที่ 2.4 แสดงลักษณะการจัดอุ้งมือ ขณะสั่นปอด)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เครื่องช่วยหายใจความถี่ที่เหมาะสมมีความแตกต่างกันในการศึกษาของผู้ศึกษาแต่ละคน มีตั้งแต่ 3-8 Hz. จนถึง 12-20 Hz. โดยตั้งอยู่บนพื้นฐานการทำงานในความถี่ใกล้เคียงกับ cilia ผลข้างเคียงของการทำ vibration มักเกิดจากการทำผิดทิศทาง การไม่ประเมินช่วงการเคลื่อนที่ของกระดูกซี่โครง ความแข็งแรงของกระดูกซี่โครง

การบาดเจ็บของทรวงอก

การสั่นปอดในผู้ป่วยหมดสติ (Unconscious patient) ที่มีอัตราและความลึกของการหายใจน้อย จากภาวะการเกิดอันตรายต่อสมอง (head injury) ช่วยกระตุ้นการหายใจให้กลับคืนมาได้เร็วขึ้นในระยะ sub acute

ข้อบ่งชี้ (Indication of vibration)

1. ผู้ป่วยที่มีภาวะเสี่ยงต่อการเกิดการคั่งของเสมหะ เช่น ผู้ป่วยนอนนาน หมดสติ อัมพาต ฯลฯ
2. ผู้ป่วยที่มีความสามารถในการไอลดลง หรือมีแรงในการไอน้อยลง รวมทั้งผู้ป่วยที่ใส่ท่อช่วยหายใจ
3. ผู้ป่วยที่มีเสมหะเหนียว

ข้อควรระวัง (precautions)

1. ภาวะที่มีการเพิ่มแรงดันในกะโหลกศีรษะ
2. โรคหัวใจที่ยังไม่มั่นคง
3. ภาวะผิดปกติของกระดูกซี่โครง และการเกิดอันตรายต่อผนังทรวงอก หรือผนังทรวงอกขาดความแข็งแรง เช่น ในผู้ป่วยที่ทำ median sternotomy
4. ภาวะที่มีพยาธิสภาพของเยื่อหุ้มปอด เช่น โรคปอดแตกหรือภาวะโพรงเยื่อหุ้มปอดมีอากาศ หรือเกิดแผลรูเปิดระหว่างหลอดลมและช่องเยื่อหุ้มปอด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

นอกจากนี้ยังมีเทคนิคที่สำคัญอื่น ๆ อีก ที่สามารถนำไปใช้ในผู้ป่วยศัลยกรรมในระยะฉุกเฉิน หรือเฉียบพลัน เช่น การดูดเสมหะ การกระตุ้นการไอ หรือการฝึกการหายใจ ซึ่งผลของการใช้วิธีการดังกล่าวมีผู้ศึกษามากแล้ว ทั้งผลดี ผลข้างเคียง รวมทั้งข้อบ่งชี้ต่าง ๆ จึงไม่ขอกล่าวในที่นี้

- การจัดท่าระบายเสมหะ จะขึ้นอยู่กับตำแหน่งที่เกิดปัญหา และข้อบ่งชี้อื่นๆ

- ความถี่ในการรักษา ขึ้นอยู่กับสภาพของผู้ป่วยและความรุนแรงของปัญหา

1. การเคาะปอด และการสั่นปอด จะปฏิบัติตามข้อบ่งชี้

2. การสูดละอองไอน้ำ (aerosol therapy or humidification)หรือการให้สารน้ำเพิ่ม (hydration) จะช่วยให้เสมหะเหลว ออกง่ายขึ้น ป้องกันการอุดตันของหลอดลม

3. การจัดท่านอน (position rotation programe) ในระหว่างการรักษา ควรจัดให้ครอบคลุมส่วนของกลีบปอดที่มีปัญหา

2.3 PIC Micreocontroller

(รูปที่ 2.5 บริษัท ไมโครชิพเทคโนโลยี)

ปัจจุบันคอมพิวเตอร์ถูกนำมาใช้กันอย่างกว้างขวาง ทั้งในระบบควบคุมอุตสาหกรรมและฝังอยู่ ในผลิตภัณฑ์เครื่องใช้ไฟฟ้าต่างๆ ที่เรียกว่าสมองกลฝังตัว (Embedded System) หัวใจสำคัญในการ ควบคุมก็คือไมโครคอนโทรลเลอร์ ภายในประกอบด้วยไมโครโปรเซสเซอร หน่วยความจำ และพอร์ต ไมโครคอนโทรลเลอร์ มีอยู่หลายตระกูลให้เลือกใช้ การสั่งงานไมโครคอนโทรลเลอร์ จะใช้วิธีการเขียนโปรแกรมสั่งงาน ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล PIC ผู้ผลิตในปัจจุบันคือบริษัท Microchip Technology แบ่งตามหน่วยความจำโปรแกรมจะแบ่งได้ 3 ประเภทคือ หน่วยความจำแบบ OTP หน่วยความจำแบบ EPROM และหน่วยความจำแบบ Flash Memory ภาษาที่นิยมใช้เขียนโปรแกรมมีอยู่ด้วยกันหลายภาษา ไดแก ภาษาแอสเซมบลี ภาษาซี และภาษาเบสิก แต่ละภาษาจะมีข้อดีและข้อเสียแตกต่างกันไปขึ้นอยู่กับ การใช้งาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล PIC มีให้เลือกใช้งานมากมายหลายเบอร์ เบอร์ที่มีคุณสมบัติ เหมาะในการเริ่มต้นศึกษาได้แก่เบอร์ PIC16F887 ซึ่งนับวันจะเข้ามาแทนที่เบอร์ PIC16F877 ที่ได้รับ ความนิยมมาก่อนทั้งทางด้านราคาที่ถูกกว่ามาก และคุณสมบัติทางฮาร์ดแวร์ที่ดีกว่า มีหน่วยความจำ โปรแกรมแบบ Flash Memory หาซื้อง่าย และราคาไม่สูงนัก มีโครงสร้างและสถาปัตยกรรมที่เข้าใจง่าย ซึ่งเป็นพื้นฐานในการศึกษาไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์อื่นๆ ต่อไป

2.3.1 ประวัติไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล PIC

ป พ.ศ. 2513 บริษัท GI (General Instruments) และบริษัท Honeywell ได้ร่วมมือกันในการ สร้างไมโครโปรเซสเซอรขนาด 16 บิตขึ้นมาในตระกูล CP1600 เป็นไมโครโปรเซสเซอร ขนาด 40 ขา ที่ถูกใช้ในเครื่องคอมพิวเตอร์และเครื่องเล่นเกมส์ต่างๆ แต่ด้วยความที่เป็นไมโครโปรเซสเซอร ซึ่งทำหน้าที่แค ประมวลผลอย่างเดียว ดังนั้นต้องมีการอินเตอรเฟสกับอุปกรณ์อินพุต/เอาต์พุต จึงมีความจำเป็นต้องใช้ชิป ภายนอกมารองรับการทำงานในส่วนนี้แทนตัวประมวลผลหลัก

จากจุดนี้เอง บริษัท GI จึงได้ผลิตชิปในชื่อตระกูล PIC ขึ้นมาในปี พ.ศ. 2518 เพื่อเป็น ชิปสนับสนุนการทำงานของไมโครโปรเซสเซอรของตนเองขึ้นมา PIC นี้เป็นตัวประมวลผลขนาด 8 บิต และคำว่า PIC นั้นย่อมาจากคำว่า Programmable Interface Controller (แต่หลังจากนั้นไม่นานก็ถูกเปลี่ยนเป็น Programmable Intelligent Computer แทน)

ป พ.ศ. 2528 บริษัท GI ก็ได้ขายงานในส่วนของ Microelectronics บางส่วนออกไปให้กับ Microchip และตั้งแต่นั้นมา Microchip ก็นำเอาเทคโนโลยีและสถาปัตยกรรมเดิมของ PIC จากบริษัท GI มาตั้งเป็นตระกูลของตัวเอง พร้อมทั้งเปลี่ยนชื่อเต็มของ PIC ใหม่กว่า Peripheral Interface Controller โดยพยายามรวมเอาทุกอย่างไว้ในตัว PIC ไม่ว่าจะเป็น Program Memory (ROM) Data Memory (RAM) EEPROM I2C Bus PWM และ A/D เป็นต้น โดยไม่จำเป็นต้องต่ออุปกรณ์เสริมจากภายนอกแต่อย่างใด

2.3.2 ประเภทหน่วยความจำไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล PIC

ไมโครคอนโทรลเลอรในตระกูล PIC ถ้าแบ่งออกตามชนิดของหน่วยความจำโปรแกรม สามารถแบ่งได้เป็น 3 ประเภท คือ

2.3.2.1 OTP (One Time Programmable)

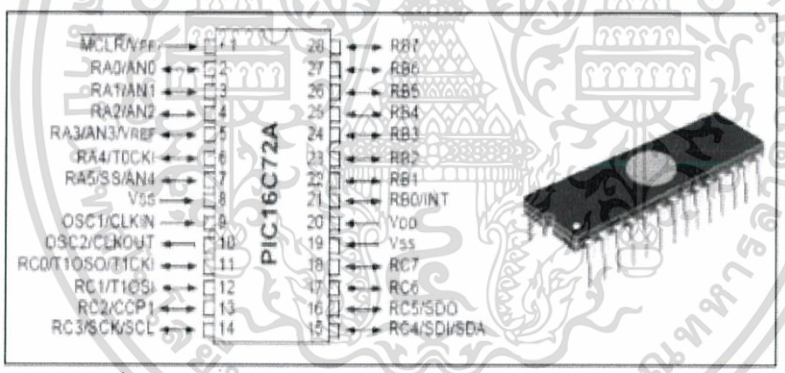
เป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ที่มีราคาถูกที่สุดในบรรดา 3 ประเภท สาเหตุก็เพราะว่าไมโครคอนโทรลเลอร์แบบ OTP มีหน่วยความจำโปรแกรมประเภท PROM (Programmable ROM)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สามารถทำการโปรแกรมไดแคครั้งเดียวเทานั้น หลังจากชิปไดถูกโปรแกรมไปแลวจะไมสามารถโปรแกรมเข้าไปใหม่ไดอีก ดังนั้นชิปประเภทนี้จึงนิยมใช้หลังจากไดพัฒนาโปรแกรมจนกระทั่ง จุดบกพรองต่างๆ ในโปรแกรมไมมี แลวมีต้น ทุนต่ำเมื่อเทียบกับหน่วยความจำโปรแกรมประเภทอื่นๆ เบอร์ของไมโครคอนโทรลเลอร์แบบ OTP สังเกตไดจะมี ตัวอักษร C แสดงอยูบนตัวชิป เช่น PIC16C55 PIC16C57 และ PIC1684 เป็นต้น

2.3.2.2 EPROM (Erasable Programmable ROM)

เปนไมโครคอนโทรลเลอรที่มีการพัฒนาใหมีหนวยความจำโปรแกรมประเภท EPROM เมื่อเขียนโปรแกรมเขาไปแลว สามารถโปรแกรมใหมดวยการลบโปรแกรมเดิมโดยฉายแสง อุลตราไวโอเลต (UV: Ultra Violet) สองผานเขาไปยังชิป 5-25 นาที ดังนั้นดานบนของชิปจะมีกรอบ กระจกเพื่อใหแสงอุลตราไวโอเลต สามารถสองผานเขา ไปในตัวชิปได แตก็มีจำนวนครั้งในการลบ โปรแกรมเชนกัน เมื่อลบโปรแกรมดวยแสงอุลตราไวโอเลต มากๆ หลายๆ ครั้งก็จะเกิดอาการดานคือ โปรแกรมไมเขานั้นเอง เบอรของไมโครคอนโทรลเลอรแบบ EPROM สังเกตไดจะมี ตัวอักษร JW หรือ ดูวามีกรอบกระจกอยูบนชิปหรือไม เชน PIC12C509A/JW และ PIC16C57/JW เปนตน

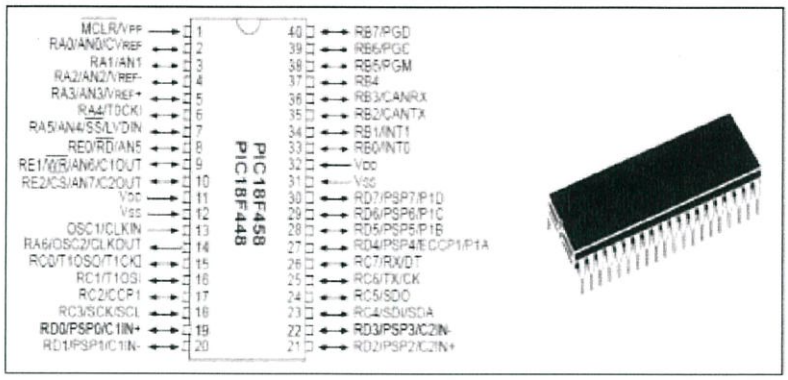


(รูปที่ 2.6 แสดงโมโครคอนโทรลเลอร PIC แบบ EPROM)

2.3.2.3 Flash Memory

เปนไมโครคอนโทรลเลอรที่ออกมาไมกี่ปนี้เองโดยมีการพัฒนาในสวนของ หนวยความจำโปรแกรม ให สามารถอานหรือเขียนดวยสัญญาณทางไฟฟาได ใชเวลาในการลบขอมูล ไมกี่วินาที และสามารถลบและเขียนใหมไดหลายพันครั้ง ในปจจุบันเปนหมื่นๆ ครั้งแลว เหมาะสำหรับ งานดานตนแบบหรือใชในการศึกษาเรียนรูตางๆ ทำใหเปนที่นิยมที่สุดในบรรดาทั้ง 3 ประเภท เบอรของ ไมโครคอนโทรลเลอรแบบ Flash Memory สังเกตไดจะมี ตัวอักษร F เปนตัวบอก เชน PIC16F628 PIC16F887 และ PIC18F458 เปนตน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(รูปที่ *2.7* แสดงโมโครคอนโทรลเลอร PIC แบบ Flash Memory)

2.3.3 ภาษาที่ใช้สำหรับเขียนโปรแกรมไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล PIC

2.3.3.1 ASSEMBLY

ภาษาแอสเซมบลี (ASSEMBLY) เป็นภาษาที่บริษัท Microchip Technology แจกฟรี เป็นที่นิยมมากที่สุดสำหรับผู้ที่ชอบเขียนโปรแกรมด้วยภาษาแอสเซมบลี สามารถดาวน์โหลดได้ที่ www.microchip.com

2.3.3.2 MPLAB C18 C Complier

การเขียนโปรแกรมควบคุมไมโครคอนโทรลเลอร มีการเขียนโปรแกรมควบคุมได หลายภาษาไมวา จะเปนภาษาแอสเซมบลี ภาษาซี หรือภาษาเบสิก มีหลายๆ บริษัทสรางซอฟแวรขึ้นมาเขียนเพื่อใชควบคุมไมโครคอนโทรลเลอร PIC ดวยเหตุนี้บริษัท Microchip Technology นอกจากจะมี ภาษาแอสเซมบลีของตนเองแลว ยังมีการพัฒนาโปรแกรมภาษาซีขึ้นมาอีกเพื่อเปนทางเลือกใหแก ผูใชงานโดยตั้งชื่อวา C18 C Compiler โดยใชไดกับไมโครคอนโทรลเลอรเบอรที่เปน PIC18 ซึ่งเปน ไมโครคอนโทรลเลอรขนาด 8 บิต ถาเปนไมโครคอนโทรลเลอรขนาด 16 บิต ก็ตองใช C30 C Compiler ทำใหการใชงานไมไดใชซอฟแวรตัวเดียวกัน จึงไมคอยไดรับความนิยมมากนัก

2.3.3.3 HI-TECH C Complier

HI-TECH C เปนโปรแกรมเขียนดวยภาษาซี ของบริษัท Hyper soft เปนซอฟแวรที่มีคุณภาพประสิทธิ ภาพสูง กินพื้นที่หนวยความจำโปรแกรมนอย แตราคาซอฟแวรคอนขางแพง จึงไมคอย มีผูที่นิยมเลนเทาไรมากนัก จนกระทั่งเมื่อราวกลางป พ.ศ. 2552 ทางบริษัท Microchip Technology ผูผลิตไมโครคอนโทรลเลอรตระกูล PIC ไดซื้อกิจการจากบริษัท Hyper soft จากนั้นไดมีการเปดให้ผูที่สนใจพัฒนาโปรแกรมควบคุมไมโครคอนโทรลเลอรตระกูล PIC ดวยภาษาซี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สามารถดาวนโหลด โปรแกรม HI-TECH C Compiler ในรุน Lite ไดโดยไมเสียคาใชจาย สามารถพัฒนาโปรแกรมไดอยาง ไมมีขอจำกัดดานขนาดของไฟลและระยะเวลาการใชงาน เพียงแต HI-TECH C Compiler ในรุน Lite นั้น มีขอจำกัดก็คือ จะไมมีความสามารถในการออปติไมซ (Optimize) หรือการจัดการเรื่องลดขนาดของ โปรแกรมใหนอยลงเทานั้น ในปจจุบันจึงเริ่มมีผูสนใจใชงาน HI-TECH C Compiler มากยิ่งขึ้น

2.3.3.4 CCS C Complier

CCS C Compiler เปนโปรแกรมที่เขียนขึ้นมาดวยภาษาซี เปนลิขสิทธิ์ของบริษัท Custom Computer Services สหรัฐอเมริกาที่รองรับไมโครคอนโทรลเลอร PIC ไดทุกเบอร ไม ว่าจะเปนขนาด 8 บิต อนุกรม PIC12 PIC14 PIC16 และ PIC18 นอกจากนั้นยังใชควบคุมไมโครคอนโทรลเลอร ขนาด 16 บิต dsPIC ไดอีกดวย จึงมีคนนิยมใชเปนจำนวนมาก เนื่องจากราคาไมแพง มีประสิทธิภาพสูง

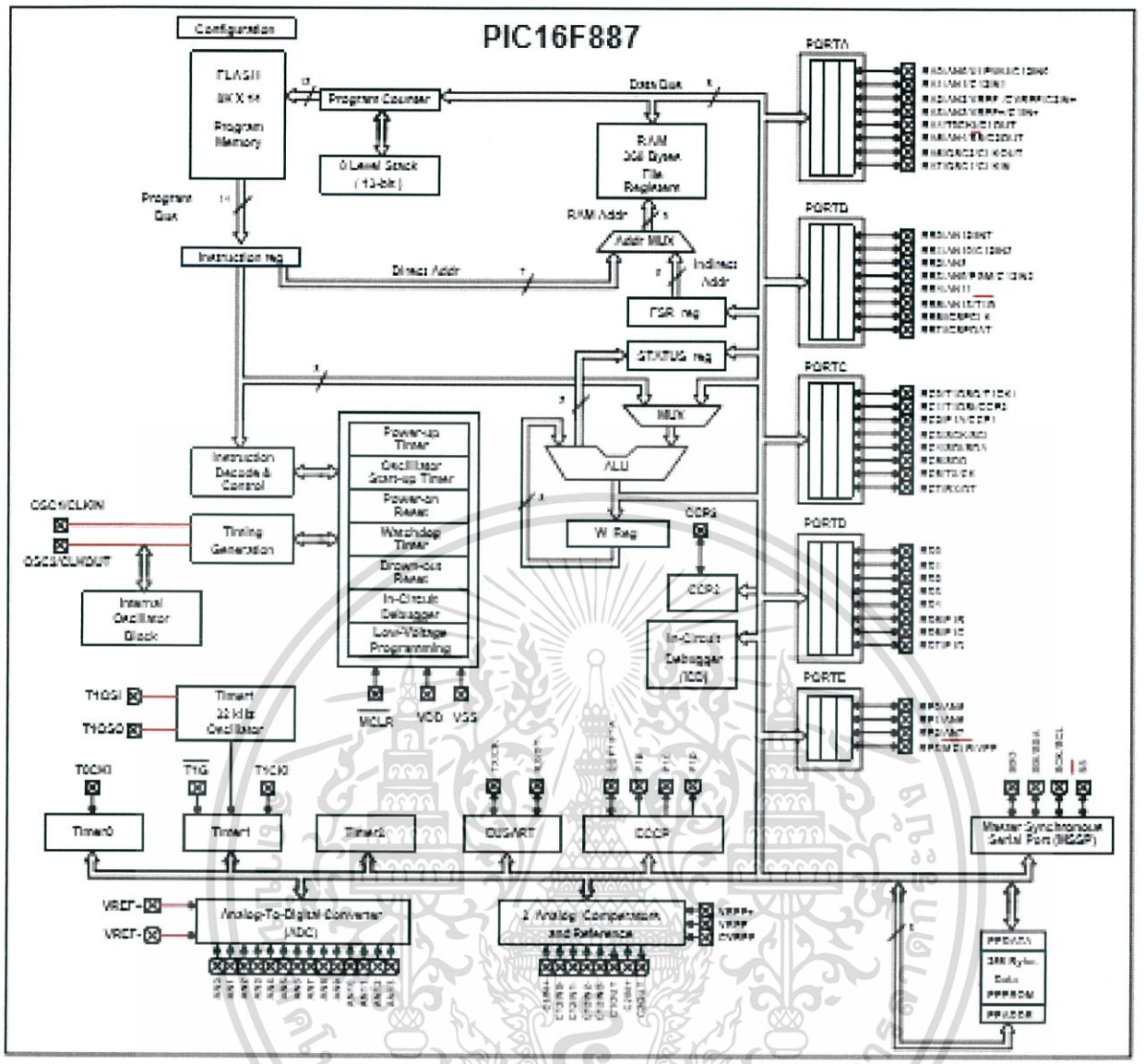
2.3.3.5 PicBasic Pro Complier

PicBasic Pro Compiler เปนโปรแกรมที่เขียนขึ้นดวยภาษาเบสิก ลิขสิทธิ์ของบริษัท Micro Engineering Labs สหรัฐอเมริกา พัฒนาขึ้นมาเพื่อเขียนโปรแกรมควบคุมไมโครคอนโทรลเลอร ตระกูล PIC ขนาด 8 บิต PIC10 PIC12 PIC14 PIC16 PIC17 และ PIC18 ภาษาเบสิกเปนภาษาที่เขียน โปรแกรมงายเมื่อเทียบกับภาษาซี และภาษา แอสเซมบลี ใชเวลาในการพัฒนาโปรแกรมไมมาก แตมีขอเสียตรงที่วาเวลาแปลงเปนภาษาเครื่องแลวมีขนาดใหญ

2.3.4 โครงสร้างไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC

PIC16F887 เปนเบอรของไมโครคอนโทรลเลอร ตระกูล PIC ซึ่งนับวันจะเขามาแทนที่เบอร PIC16F877 ที่ไดรับความนิยมมากอน ทั้งทางดานราคาที่ถูกกวามาก และคุณสมบัติทางฮารดแวรที่ดีกวา มีหนวยความจำโปรแกรมแบบแฟลช (Flash Memory) และมีหนวยความจำแบบ EEPROM หาซื้อไดงาย และราคาไมสูง และมีคุณสมบัติเหมาะสำหรับผูเริ่มตนศึกษา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(รูปที่ *2.8* แสดงโครงสร้างและสถาปตยกรรมภายในของไมโครคอนโทรลเลอร *PIC16F887)*

2.3.4.1 คุณสมบัติ PIC16F887

• มีคำสั่งภาษาแอสเซมบลี 35 คำสั่ง

• มีการทำงานแบบ RISC (Reduced Instruction Set Computer) การประมวลผล 1 คำสั่ง ใชเวลา ทำงาน 1-2 Cycle

• ทำงานสูงสุดที่สัญญาณนาฬิกาตั้งแตไฟตรงจนถึงความถี่ 20 MHz

• มีหนวยความจำโปรแกรม (Program Memory) แบบแฟลช (Flash) มีขนาด 8 kWord (1 Word =14 Bit) ลบ-เขียนโปรแกรมได 100,000 ครั้ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

• มีหนวยความจำขอมูล(Data Memory RAM) ขนาด 368 Bytes • มีหนวยความจำขอมูลแบบอีอีพรอม (EEPROM) ขนาด 256 Bytes ลบ-เขียนได 1,000,000 ครั้ง

• มีการขัดจังหวะ อินเตอรรัพท (Interrupt) ได 17 แหลง • มีระบบ Code Protection ปองกันการคัดลอก

• มีวงจร POR (Power-On Reset)

• มีวงจร PWRT (Power-Up Timer) และวงจร OST (Oscillator Start-Up Timer)

• มีวงจร WDT (Watchdog Timer) • มีโหมดประหยัดพลังงาน (Sleep Mode)

• การตอสัญญาณนาฬิกา สามารถเลือกตอไดหลายแบบ เชนใช RC หรือ XTAL ก็ได

• สามารถโปรแกรมดวยไฟ +5VDC ได • ใชการโปรแกรม แบบ In-Circuit Debugger

• ทำงานที่ไฟเลี้ยง 2VDC ถึง 5.5VDC • Current Sink และ Current Source อยูที่ 25 mA

• มี Timer/Counter 3 ตัว คือ Timer0 ขนาด 8 Bit Timer1 ขนาด 16 Bit และ Timer2 ขนาด 8 Bit

• มีโมดูล CCP (Capture/Compare/PWM) 2 ชุด คือ CCP1 และ CCP2

• มีวงจร Analog to Digital (A/D Converter) ขนาด 10 Bit อยู 14 ชอง คือ PORTA 5 ชอง PORTB 6 ชอง และ PORTE 3 ชอง

• มีวงจรเปรียบเทียบแรงดันแอนะล็อก 2 ชุด

• มีระบบ USART รองรับการสื่อสารแบบ RS-485 RS-232 และ LIN 2.0 • มีวงจรอุปกรณอนุกรม แบบ SPI และแบบ I2C

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4 การใช้โปรแกรม Matlab

(รูปที่ 2.9 โปรแกรม Matlab)

Matlab (matrix laboratory) เป็นภาษาคอมพิวเตอร์ชั้นสูง (High-level Language) สำหรับการคำนวณทางเทคนิคที่ประกอบด้วยการคำนวณเชิงตัวเลข กราฟิกที่ซับซ้อน และการจำลองแบบเพื่อให้มองเห็นภาพพจน์ได้ง่ายและชัดเจน เดิมโปรแกรม MATLAB ได้เขียนขึ้นเพื่อใช้ในการคำนวณทาง matrix หรือเป็น matrix software ที่พัฒนาจากโพรเจ็กที่ชื่อ LINKPACK และ EISPACK ต่อมาได้พัฒนามาด้วยการแก้ปัญหาที่ส่งมาจากหลายๆ ผู้ใช้เป็นระยะ เวลาหลายปีจึงทำให้โปรแกรม MATLAB มี ฟังก์ชันต่างๆ ให้เลือกใช้มากมาย ในบางมหาวิทยาลัยได้ใช้โปรแกรม MATLAB เป็นหลักสูตรพื้นฐานในการศึกษา ทางด้วนคณิตศาสตร์ วิศวกรรม และวิทยาศาสตร์แขนงต่างตลอดจนใจด้วนอุตสาหกรรมได้ใช้โปรแกรม MATLAB เป็นเครื่องมือสำหรับใช้ในงานวิจัย พัฒนาและวิเคราะห์ โปรแกรม MATLAB จะมีกล่องเครื่องมือที่ใช้ในการหา ค าตอบ เรียกว่า Toolbox โดยโปรแกรม MATLAB จะมี toolbox ในแต่ละสาขา เช่น การประมวลผลสัญญาณ (Signal processing toolbox) การประมวลผลภาพ (image processing toolbox) ระบบควบคุม (control system toolbox) โครงข่ายประสาท (neural networks toolbox) ฟัซซี่ลอจิก (fuzzy logic toolbox) เวฟเลท (wavelet toolbox) การติดต่อสื่อสาร (communication toolbox) สถิติ (Statistics toolbox) และสาขาอื่นๆ มากมาย ภายใน toolbox แต่ละสาขาก็จะมีฟังก์ชันต่างๆ ที่เกี่ยวข้องกับการแก้ปัญหาในสาขานั้นๆ ให้เลือก ประยุกต์ใช้งานเป็นจำนวนมาก

2.4.1 ข้อดีของโปรแกรม matlab

1. มีฟังก์ชันคณิตศาสตร์ให้เลือกใช้ในการคำนวณมากมายตลอดจนเราสามารถสร้างฟังก์ชันขึ้นมาใช้งานได้ เองใน สาขาที่ต้องการ โดยฟังก์ชันที่สร้างขึ้น (M-File) จะมีนามสกุลเป็น .M

2. Algorithm พัฒนาได้ง่ายไม่ยุ่งยาก สามารถแก้ไขปัญหาทางด้วนคณิตศาสตร์ที่มีความซับซ้อนได้ง่าย และรวดเร็วกว่าโปรแกรมภาษาอื่นๆ เช่น C Fortran Basic เป็นต้น

3. มีโครงสร้างแบบจำลอง (Simulink) ซึ่งเป็น Package ที่เรานำไปสร้างบล็อกไดอะแกรมเพื่อใช้ทดสอบ และ ประเมินผลระบบ Dynamic ต่างๆ ก่อนนำไปใช้งานจริง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4. สามารถวิเคราะห์และตรวจสอบข้อมูลได้ง่ายและรวดเร็ว

5.นำไปใช้งานในทางด้วนกราฟิกได้เป็นอย่างดีทั้งในด้านการแสดงภาพตั้งแต่สองมิติที่เป็น rectangular polar stair bar รวมทั้งภาพสมมิติในรูปแบบพื้นผิว (surface) และระดับสูงต่ำ (contour) ตลอดจน สามารถนำภาพมาต่อกัน และเก็บไว้เพื่อที่จะสร้างเป็นภาพเคลื่อนไหวได้อีกด้วย

6. ประยุกต์ใช้ในการสร้างรูปแบบ Graphical User Interface ได้โดยการเลือกใช้ object และเมนูต่างๆ โดยโปรแกรม MATLAB จะมีเครื่องมือให้เลือกใช้ เช่น เมนู รายการ ปุ่มกด และ fields object ต่างๆ เพื่อให้ผู้ใช้สามารถเลือกนำไปใช้ในการท างานปฏิสัมพันธ์กันระหว่างผู้ใช้กับเครื่องคอมพิวเตอร์ได้

7. ทำการประมวลผลร่วมกับโปรแกรมอื่นได้ เช่น Fortran, Borland C/C++, Microsoft Visual C++ และ Watcom C/C++ ด้วยการเขียนฟังก์ชันที่เป็น mex ไฟล์โดยโปรแกรม MATLAB จะเรียกใช้รูทีนจาก โปรแกรมภาษา C และ Fortran 8. โปรแกรม MATLAB เป็นระบบ interactive ซึ่งส่วนของข้อมูลพื้นฐานเป็นอาร์เรย์ที่ไม่ต้องการมิติ ทำให้ โปรแกรม MATLAB สามารถทำการแก้ปัญหาทางเทคนิคต่างๆ ได้มากใช้เวลาในการประมวลผลน้อย และ ดีกว่าโปรแกรมภาษา C และ Fortran

2.4.2 ข้อเสียของโปรแกรม matlab

1. การป้อนข้อมูลแบบ spreadsheet จะทำได้ลำบากมาก

2.4.3 โครงสร้างของ MATLAB

MATLAB ประกอบด้วย 5 ส่วนใหญ่ คือ

1. ภาษาโปรแกรม MATLAB (The MATLAB language)MATLAB เป็นโปรแกรมภาษาชั้นสูงที่ใช้ควบคุม flow statement ฟังก์ชัน โครงสร้างข้อมูลอินพุท/เอาท์พุท และลักษณะโปรแกรม Object-Oriented Programming ทำให้การเขียนโปรแกรมไม่ยุ่งยากเมื่อเทียบกับการเขียนโปรแกรมด้วยภาษาอื่นๆ เช่น C, Fortran, Basic เป็นต้น

2. สถาปัตยกรรมในการทำงานของ MATLAB (The MATLAB working environment) MATLAB จะมีกลุ่มของเครื่องมือที่เป็นประโยชน์สำหรับการท างานของผู้ใช้โปรแกรม หรือโปรแกรมเมอร์ ประโยชน์ที่กล่าวนี้ก็คือการจัดการตัวแปรใน workspace การน าข้อมูลหรือการผ่านค่าตัวแปรเข้า/ออก และกลุ่มของเครื่องมือต่างๆ นี้ก็จะใช้สำหรับพัฒนา จัดการ ตรวจสอบความผิดพลาดของโปรแกรม (debugging) ที่ได้เขียนขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3. ฟังก์ชันในการคำนวณทางคณิตศาสตร์ (The MATLAB mathematical function library) MATLAB จะมีไลบรารีทั่วไปที่ใช้ในการคำนวณอย่างกว้าง เช่น sine, cosine และพีชคณิตเชิงซ้อนโดย สามารถนำไปประยุกต์ใช้เป็นฟังก์ชันหรือไลบรารีเพิ่มเติมขึ้นจากไลบรารีที่ใช้กันโดยทั่วไป เช่น ฟังก์ชันใน การหา eigenvalues และ eigenvectors การแยกตัวประกอบและส่วนประกอบของเมตริกซ์ด้วยวิธี ต่างๆ การวิเคราะห์ข้อมูล การหาความน่าจะเป็น และการแก้ปัญหาระบบของสมการเชิงเส้นที่เป็นพื้นฐาน ของสาขาวิชาต่างๆ เป็นต้น ทำให้โปรแกรม MATLAB มีฟังก์ชันสำหรับใช้งานค่อนข้างมากและครอบคลุม ในรายละเอียดของการคำนวณสาขาต่างๆ ได้มากขึ้น

4. Handle Graphics

ระบบกราฟิกของ MATLAB จะประกอบด้วยคำสั่งชั้นสูงสำหรับการพล็อตกราฟโดยมีพื้นฐานอยู่บน แนวความคิดที่ว่าทุกๆ สิ่งบนหน้าต่างรูปภาพของโปรแกรม MATLAB จะเป็นวัตถุ (Object) ซึ่งมี เอกลักษณ์เฉพาะตัว Handle Graphics ประกอบด้วยคำสั่งชั้นสูงให้คุณได้เลือกใช้ในการสร้าง Graphic User Interface บนพื้นฐานการประยุกต์ใช้งานของคุณ นอกจากนี้โปรแกรม MATLAB ยังมีฟังก์ชันที่ใช้ สำหรับการแสดงภาพสองมิติ ภาพสามมิติ และการสร้างภาพเคลื่อนไหว

5. The MATLAB Application Program Interface (API) API จะใช้เพื่อสนับสนุนการติดต่อจากภายนอก โดยใช้โปรแกรมที่เป็น mex ไฟล์ซึ่งเป็นไฟล์ซึ่งเป็นไฟล์ที่เขียนขึ้นโดยใช้ mex ฟังก์ชันใน MATLAB ซึ่งจะ เรียกใช้รูทีนจากโปรแกรมภาษา C และ Fortran หรืออาจกล่าวได้ว่า API เป็นไลบรารีที่เขียนด้วย โปรแกรมภาษา C และ Fortran ที่มีการเชื่อมต่อกับโปรแกรม MATLAB ด้วยไฟล์ที่เป็น mex ฟังก์ชันอีก ทั้ง MATLAB API นี้ยังมีความสามารถสำหรับการเรียก routine จาก MATLAB (dynamic linking) ก็ได้

นอกจากลักษณะเด่นของโปรแกรม MATLAB ทั้ง 5 ข้อที่ได้กล่าวมาข้างต้นแล้วโปรแกรม MATLAB ยังมี เครื่องมือที่ใช้สำหรับการวิเคราะห์และทดสอบระบบโดยการจำลองขึ้นมาซึ่งก็คือSimulink

Simulink เป็นโปรแกรมที่ควบคู่กับ MATLAB ซึ่งเป็นระบบ Interactive สำหรับการจำลองและวิเคราะห์ ระบบไดนามิกต่างๆ ที่เป็นระบบเชิงเส้น (Linear) ระบบไม่เชิงเส้น (nonlinear) Simulink เป็นโปรแกรม mouse-driver ที่ให้คุณใช้ระบบโมเดลโดยการวาดบล็อกไดละแกรมบนจอภาพด้วยการใช้เมาส์ทำให้โปรแกรม MATLAB สามารถทำการจำลองระบบได้หลายรูปแบบ เชิงเส้น (linear) ไม่เชิงเส้น (nonlinear) เวลาต่อเนื่อง (continuous-times) เวลาไม่ต่อเนื่อง (discrete-time) และระบบเหลายอัตรา (multirate) ซึ่ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แต่ละรูปแบบที่ น ามาสร้างแบบจำลองในการวิเคราะห์นี้ผู้ใช้จะต้องมีความเข้าใจพื้นฐานการทำงานของบล็อกแต่ละบล็อกได้เป็น อย่างดี ตลอดจนเข้าใจระบบโดยรวมของงานที่จะกระทำด้วย

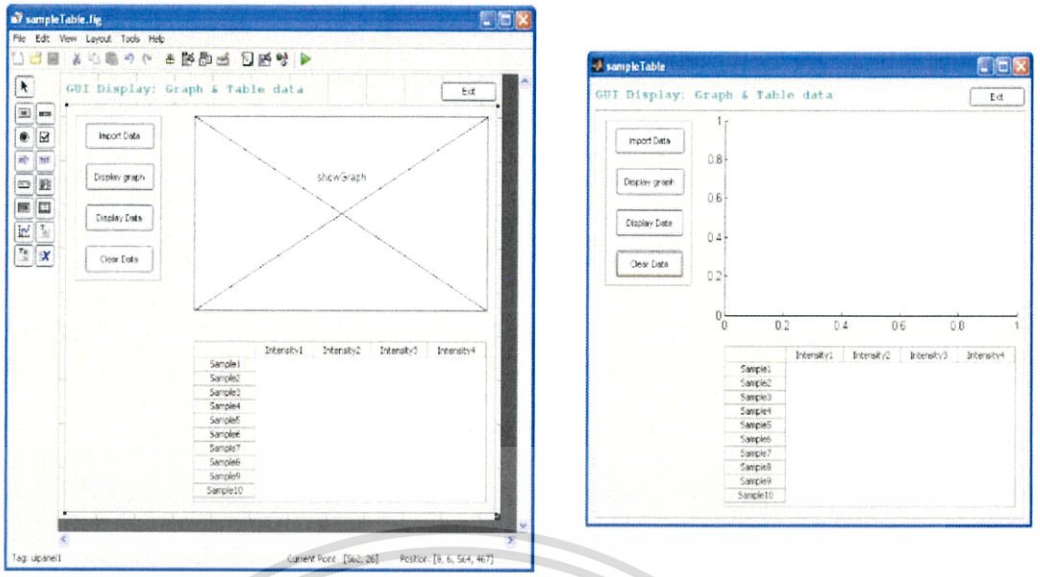
Blocksets เป็นสิ่งที่เพิ่มเติมใน Simulink โดยจะเป็นไลบรารีของบล็อกสำหรับการประยุกต์เฉพาะ เช่น การ ติดต่อสื่อสาร (Communications) การประมวลผลข้อมูล (Signal processing) และระบบไฟฟ้ากำลัง (power systems) Real-time Workshop เป็นโปรแกรมที่ให้คุณสร้าง c code จากบล็อกไดอะแกรมของคุณและสามารถกระทำกับ บล็อกไดอะแกรมได้หลากหลายด้วยระบบเวลาจริง (real-time systems)

โปรแกรม MATLAB มีอยู่หลาย version ซึ่ง version ดั้งเดิมของโปรแกรม MATLAB จะใช้งานบน DOS ที่มีการคำนวณไม่ยุ่งยากเหมาะสำหรับผู้เริ่มศึกษา คอมพิวเตอร์ที่ใช้ก็ไม่จำเป็นต้องมีพื้นที่หน่วยความจำมาก ใช้ได้ กับ CPU ที่มีความเร็วต่ำ แต่มีข้อเสียคือฟังก์ชันที่นำมาใช้งานมีน้อยทำให้เขียนโปรแกรมที่มีความซับซ้อนได้ไม่ดี เท่าที่ควรเพราะมีประสิทธิภาพและความเร็วในการประมวลผลต่ำ ต่อมาเมื่อระบบเลือกใช้ได้มากมายจึงทำให้ โปรแกรม MATLAB มีประสิทธิภาพและมีความสามารถในการประมวลผลที่เร็วขึ้น version ใหม่ที่ได้ทำการ ปรับปรุงใหม่ให้ดีขึ้นนี้จะใช้งานบน Windows ทำให้ผู้ใช้มีความสะดวกในการใช้งานมากขึ้น ข้อดีของ version ใหม่นี้คือมีประสิทธิภาพที่ดีขึ้น การประมวลผลโปรแกรมที่ซับซ้อนมีความเร็วสูงขึ้น และมีฟังก์ชันต่างๆ ให้เลือกใช้ ในการสาขาต่างๆ มากมาย แต่ก็ต้องใช้กับคอมพิวเตอร์ที่มีพื้นที่หน่วยความจำมาก CPU มีความเร็วสูง และ ต้องการ Co-processor ในการช่วยคำนวณ

2.4.4 GUI MATLAB

GUI ย่อมาจาก Graphical User Interface GUI คือ การติดต่อกับผู้ใช้โดยใช้ภาพสัญลักษณ์ เป็นการออกแบบส่วนของโปรแกรมคอมพิวเตอร์ให้มีการโต้ตอบกับผู้ใช้ โดยการใช้ Icon ,รูปภาพ และสัญลักษณ์อื่นๆ เพื่อแทนลักษณะต่างๆ ของโปรแกรม แทนที่ผู้ใช้จะพิมพ์คำสั่งต่างๆในการทำงาน ช่วยทำให้ผู้ใช้งานสามารถทำงานได้ง่าย และรวดเร็วขึ้น ไม่จำเป็นต้องจดจำคำสั่งต่างๆ ของโปรแกรมมากนัก ถือเป็นวิธีการให้ความสะดวกแก่ผู้ใช้คอมพิวเตอร์ ให้ติดต่อสื่อสารกับระบบโดยผ่านทางภาพ เช่น ใช้เมาส์กดเลือก icon แทนการพิมพ์คำสั่งดังแต่ก่อน โดยเฉพาะในบางโปรแกรมที่มีคำสั่งมากๆ เช่น โปรแกรม Autocad ที่ใช้ในการวาดแบบ ซึ่งจะมี คำสั่งต่างๆ ที่ใช้ในการสร้างรูปมากมาย ผู้ใช้สามารถใช้เม้าซ์ (mouse) เลือกคำสั่งที่ต้องการจะวาดจาก Icons ที่ปรากฏในโปรแกรมและใช้งานได้เลย โดยไม่ต้องพิมพ์คำสั่งต่างๆ ทางแป้นพิมพ์ ช่วยทำให้เกิดความรวดเร็วในการทำงาน และไม่ต้องเสียเวลาในการเรียนรู้และจดจำคำสั่งที่ต้องการมากนัก เพียงดูจาก Icons ที่ปรากฏในโปรแกรมก็สามารถใช้งานได้ทันที ตัวอย่างโปรแกรมที่ช่วยออกแบบโปรแกรมที่ใช้ GUI เช่น GUI Matlab เป็นต้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(รูปที่ 2.10 แสดงหน้าต่างการแสดงผลแบบ GUI)

2.4.4.1 การสร้าง GUI ด้วย GUIDE

MATLAB จะสร้าง GUI อยู่บนหน้าต่างรูปภาพ (figure window) ซึ่งภายได้หน้าต่างนี้จะมีส่วนประกอบต่าง ๆ อยู่ได้ไม่ว่าจะเป็น axes, uicontrol หรือวัตถุอื่น ๆ MATLAB version ก่อนหน้านี้เราสามารถที่จะสร้าง uicontrol , uimenu แบบต่าง ๆ ลงในหน้าต่างรูปภาพได้แต่เป็นไปด้วยความลำบากเพราะการสร้างเป็น text base ต่อมาจนกระทั่ง version5

MATLAB ไดสร้าง Graphical User Interface Development Environment หรือ GUIDE ขึ้นเพื่อช่วยให้เราสร้างบันทึกและแก้ไป GUI ไดสะดวกขึ้น

การสร้าง GUI จะประกอบด้วยขั้นตอนสองขั้นตอน

- กำหนดและวางส่วนประกอบต่าง ๆ ลงบน GUI
- เขียนโปรแกรมเพื่อกำหนดการทำงานของสวนประกอบต่าง ๆ ใน GUI

GUIDE นั้นโดยหลักใหญ่แลวจะมีหน้าที่ในการวางส่วนประกอบที่เราต้องการให้มีลงใน GUI จากนั้น GUIDE จะสร้าง M-file ที่บรรลุhandle ของวัตถุหรือ object ทั้งหมดที่เราสร้างขึ้นรวมทั้งคำสั่งให้ GUI ทำงาน นอกเหนือจากนั้น M-file จะให้แนวทางในการเขียนฟังก์ชัน ที่ทำงานหลังจากผู้ใช้กดเมาส์ปุ่มซ้ายหรือปรับเปลี่ยนค่าของวัตถุนั้น ซึ่งเราเรียกว่า callback ของวัตถุนั้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4.4.2 สวนประกอบของ GUI ใน MATLAB

ดังที่ไดกล่าวมาก่อนแล้วว่าเราสามารถสร้าง GUI ขึ้นมาไดโดยการเขียนเป็น M-file ขึ้นมาล้วน ๆ แต่การใช้GUIDE จะทำให้การทำงานง่ายขึ้นมากเพราะจะช่วยให้เรากำหนดตำแหน่งของวัตถุต่าง ๆ ได โดยง่าย หลังจากนั้น GUIDE จะสร้างไฟล์ขึ้นมา 2 ไฟล์เพื่อเก็บและนำ GUI ของเรามาใช้ต่อไปซึ่งจะประกอบด้วย

- FIG-file ซึ่งจะบรรจุรายละเอียดของวัตถุต่างที่เป็นองค์ประกอบอยู่ในหน้าต่างรูปภาพที่เป็น GUI ของเรา
- M-file ที่จะบรรจุฟังก์ชันที่กำหนดการทำงานของ GUI ของเรา รวมถึง callback ทั้งหมด ซึ่ง callback เหล่านี้จะบรรจุเป็น sub function อยู่ใน M-file และเราจะเรียก M-file ที่ควบคุมการทำงานของ GUI นี้ว่า Application M-file

ดังนั้น Application M-file จะไม่มีข้อมูลใดๆ เกี่ยวกับรูปแบบของส่วนประกอบที่บรรจุอยู่ใน GUI เช่นสีขนาดตำแหนง หรืออื่น ๆ เลยเพราะข้อมูลเหล่านั้นจะบรรจุอยู่ใน FIG-file

2.4.4.3 สวนประกอบสำคัญของ Application M-file ที่สร้างโดย GUIDE

GUIDE จะรวบรวมองค์ประกอบต่าง ๆ ภายใน GUI แล้วสร้าง Application M-file โดยอัตโนมัติ โดยมีรูปแบบของการสร้างที่ชัดเจน เพื่อให้เราไดโครงสร้างของ Application M-file จากนั้นเราสามารถนำโครงสร้างที่สร้างโดยอัตโนมัตินั้นมาปรับแกเพื่อให้เกิดการควบคุม GUI ตามที่เราต้องการ การกระทำดังกล่าวทำให้เราไดข้อไดเปรียบหลายประการเช่น

- M-file จะประกอบด้วยคำสั่งที่จำเป็นในการควบคุม GUI ครบถ้วน
- M-file จะทำให้เราส่งข้อมูลไปที่ส่วนต่าง ๆ ไดง่าย สะดวกรวดเร็ว
- การใช้M-file จะทำให้เราส่งข้อมูลไปที่ส่วนต่าง ๆ ภายใต้MATLAB ไดง่ายขึ้น
- Application M-file จะสร้าง Sub function สำหรับ uicontrols ทุกแบบที่มีใน GUI เพื่อทำให้เราเขียน callback ต่าง ๆ ได้สะดวกขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

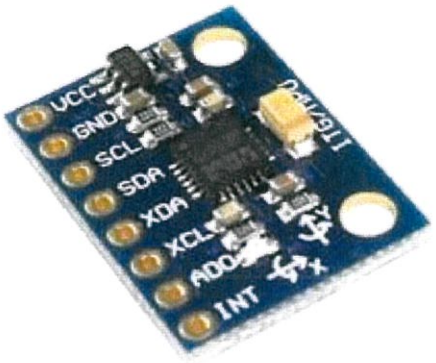
แม้วา GUIDE จะให้ทางเลือกกับเราว่าจะให้ GUIDE สร้างเฉพาะ fig-file เพื่อเก็บและใช่เป็นข้อมูลของ GUI ที่สร้างขึ้นเพียงอย่างเดียว แล้วเราเขียน M-file ขึ้นมาเอง แต่สำหรับผู้เริ่มเขียน GUI บน MATLAB เราคิดว่าการสร้าง GUI ด้วย GUIDE จะสะดวกกว่า หากเราให้GUIDE สร้าง Application M-file ให้เราด้วยดังนั้นในการสร้าง GUI ด้วย GUIDE ที่เรานำเสนอในเอกสารนี้จะมีการกำหนดขั้นตอนดังนี้

- เลือก GUIDE Application option แล้วเลือกให้GUIDE สร้างทั้ง FIG-file และ M-file
- การใช้Layout Editor เพื่อวางรูปแบบของ GUI
- เรียนรูการสร้าง Application M-file จาก GUIDE และเข้าใจถึงวิธีการทำเพื่อจะนำไปใช้
- ปรับแกApplication M-file ให้ทำงานตามที่เรากำหนด

2.5 หน่วยวัดแรงเฉื่อย

หน่วยวัดแรงเฉื่อย (Inertial Measurement Unit หรือ IMU) เป็นอุปกรณ์อิเล็กทรอนิคส์ที่ใช้วัดและรายงานผลของแรงที่กระทำ อัตราเชิงมุม และสนามแม่เหล็ก ที่มีต่อวัตถุนั้นๆ มักใช้ในการสร้างเครื่องบิน รวมถึง อากาศยานอื่นๆ IMU มีส่วนประกอบหลักที่สำคัญ คือ เครื่องวัดความเร่ง ซึ่งวัดทั้งความเร่งเชิงมุมและความเร่งเชิงเส้น (สำหรับการเปลี่ยนแปลงตำแหน่ง) และ ไจโรสโคป (เพื่อรักษาให้อยู่ในแนวอ้างอิงที่ถูกต้อง) ซึ่งโดยปกติ จะต้องมี sensor ตรวจวัดอย่างน้อยหนึ่งตัวในแต่ละแนวแกน ลักษณะการออกแบบโดยทั่วไป IMU จะมีลักษณะ เป็นกล่อง ภายในบรรจุเครื่องวัดความเร่ง 3 ตัว และ ไจโรสโคป อีก 3 ตัว เครื่องวัดความเร่งจะถูกติดตั้งเข้าไปใน แต่ละแนวแกนที่ต้องการวัด โดยที่แต่ละแนวแกนตั้งฉากกัน ไจโรสโคปอีก 3 ตัว จะถูกติดตั้งในลักษณะตั้งฉาก เช่นเดียวกันจะทำการวัดอาการหมุนที่เบี่ยงเบนไปจากแนวอ้างอิงในระบบพิกัดที่กำหนดไว้ จะเห็นได้ว่า เซนเซอร์ ตรวจวัดหลักๆของระบบ IMU เซนเซอร์สำหรับตรวจวัดความเร่ง และเซนเซอร์สำหรับ ตรวจวัดอาการเอียงใน แนวแกนต่างๆ ซึ่งก็คือ เครื่องวัดความเร่ง (Accelerometer) ไจโรสโคป (Gyroscope)และเครื่องวัด สนามแม่เหล็ก (Magnetometer)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

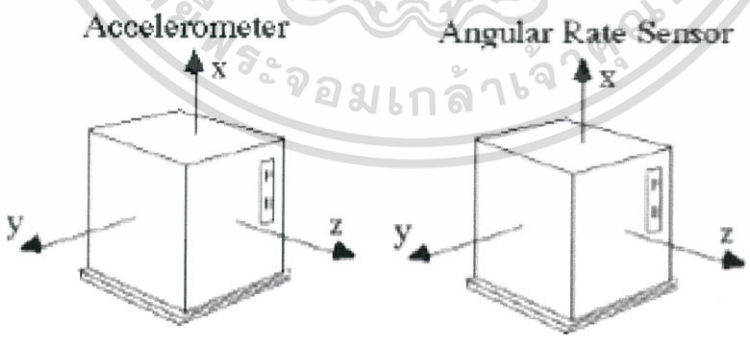


(รูปที่ 2.11 9DoF Razor IMU)

ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ผู้จัดทำได้เลือกใช้ 9 Degree of freedom Razor IMU ในการทำวิจัย โดยประกอบ ไปด้วยความเร่ง 3 แกน ความเร็วเชิงมุม 3 แกน และสนามแม่เหล็ก 3 แกน นอกจากนั้นยังสามารถต่อเข้ากับ PIC Micorcontroller แต่เนื่องจากบอร์ด PIC Micorcontroller กับตัว IMU ใช้ แรงดันไฟไม่เท่ากัน ปัญหานี้แก้ไขได้โดยต่อผ่าน Protoboard โดยมีตัวต้านทานลดแรงดันไฟให้เท่ากัน

ในปัจจุบันอุปกรณ์ Sensor ต่างๆ เริ่มมีการติดตั้งอยู่ในอุปกรณ์ทั่วไป เช่น GPS ในรถยนต์ หรือโมดูล GPRS ใช้ทำโทรศัพท์ หรือว่าจะเป็น Ultrasonic ที่ใช้ทำsensor จับวัตถุที่ท้ายรถยนต์ มี Sensor ชนิดหนึ่ง ที่ใช้ วัดความเอียง นั้นก็คือ Accelerometer และ Gyroscope

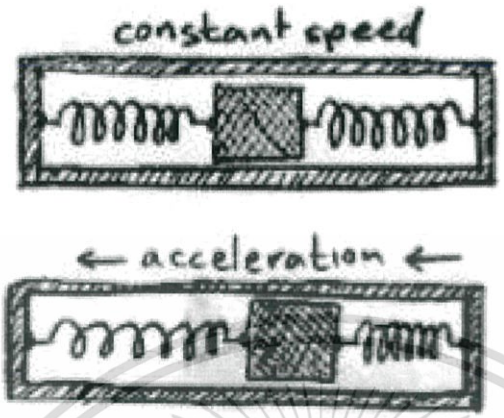
2.5.1 เซนเซอร์วัดความเร่ง (Accelerometer)



(รูปที่ 2.121 แสดงชนิดของเซนเซอร์วัดความเร่ง)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เครื่องวัดอัตราเร่ง หรือ Accelerometer มาจากคำว่า Acceleration และ Meter หรือมิเตอร์ความเร่ง ตาม นิยามก็คือ เซนเซอร์ความเร่งที่เพิ่มขึ้นหรือลดลง (ในหน่วย m/s2) โดยจะวัดความเร่งในการเอียงเครื่องทั้ง 3 ทิศ สำหรับแกน XYZ บนเซ็นเซอร์ MPU 6050



(รูปที่ 2.13 แสดงหลักการของเซนเซอร์วัดความเร่ง)

โดยหลักการทำงาน ให้นึกถึงห้องสี่เหลี่ยมเล็กๆ ที่ทุกด้านของกำแพงจะมีสปริงติดอยู่ เวลาที่ห้องนี้เอียงไป ทางใดทางหนึ่ง สปริงก็จะยุบไปด้านนั้นๆ โดยสมมติว่าแรงดันของสปริงมีน้อยกว่าแรงโน้มถ่วงของโลก และใช้ วงจรไฟฟ้าในการดึง Output Analog ออกมาใช้งาน (หรือ Output Digital ซึ่งก็แล้วแต่ตัว Sensor เอง) เราจะใช้ Accelerometer สำหรับเป็นตัวชี้ว่าอยู่ในสถานะ Static (นิ่งเฉย) หรือ Dynamic (เคลื่อนไหวทันทีทันใด หรือ หยุดทันทีทันใด) นั่นทำให้ Accelerometer เป็นเซนเซอร์สำหรับบอกสถานะการเอียงได้เป็นอย่างดี (Tilt Sensor) เซนเซอร์ยกตัวอย่างเช่นในโทรศัพท์สมาร์ทโฟนในปัจจุบันจะมีการตรวจวัดอัตราเร่งและการตรวจวัด อัตราเร่ง โดยอัตราเร่ง คือ อัตราการเปลี่ยนแปลงของความเร็วเทียบกับเวลาเครื่องมือที่ใช้วัดอัตราเร่งก็คือมิเตอร์วัดอัตราเร่งหรือแอกเซเลอโรมอเตอร์(accelerometer) โดยที่สามารถแบ่งลักษณะการ ตรวจวัดได้ 2 ลักษณะ

1. การตรวจวัดการช็อก (shock) และการสั่นสะเทือน (vibration) ซึ่งการช็อก คืออัตราเร่งขนาดมหาศาลที่เกิดขึ้นในช่วงเวลาสั้นๆ การสั่นสะเทือน คือ อัตราเร่งขนาดเล็กที่เกิดขึ้นซ้ำกันไปเรื่อยๆ

2. การตรวจวัดอัตราเร่งของวัตถุเพื่อนำข้อมูลไปใช้ในการระบุตำแหน่งความเร็วและระยะทางที่ได้จากการเคลื่อนที่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.5.1.1 ประเภทของมิเตอร์วัดความเร่ง

โดยหลักๆแล้วจะแบ่งเป็น 2 ชนิด คือ

2.5.1.1.1 มิเตอร์วัดอัตราเร่งแบบไซซมิกแมส (seismic mass accelerometer)

มิเตอร์ชนิดนี้อาศัยหลักการตรวจวัดระยะขจัดเชิงเส้นแล้วนำไปคำนวณหาอัตราเร่งที่เกิดขึ้นโดยเทคนิค ดังกล่าวสามารถอธิบายง่ายๆ ได้ก็คือ วัตถุชิ้นหนึ่งจะมีความเร่งได้ ก็จะต้องมีแรงมากระทำ ยิ่งมีแรงมากระทำมากก็จะยิ่งมีความเร่งมาก ในขณะเดียวกันแรงต้านการเคลื่อนที่ก็จะมากด้วย นอกจากนี้เมื่อมีแรงมาทำให้วัตถุเกิดการเคลื่อนที่ก็จะมีระยะขจัด ซึ่งก็จะแปรผันตรงกับแรงที่มากระทำที่วัตถุ ยิ่งแรงมากระยะขจัดยิ่งมาก จากความสัมพันธ์ดังกล่าวได้นำไปใช้เป็นหลักการพื้นฐานของมิเตอร์วัดอัตราเร่งแบบไซซมิกแมสใน การตรวจวัดอัตราเร่งของวัตถุในเทอมของระยะขจัดที่เกิดขึ้น มิเตอร์วัดอัตราเร่งแบบไซซมิกแมสนี้จะนิยมใช้ใน การตรวจวัดลักษณะการช็อกและลักษณะการสั่นสะเทือนที่มีความถี่ต่ำมากๆ เช่น ในเครื่องมือตรวจวัดแผ่นดินไหวหรือในเครื่องมือตรวจวัดการปะทุใต้ดินของภูเขาไฟ ฯลฯ

2.5.1.1.2 มิเตอร์วัดอัตราเร่งแบบเพียโซอิเล็กทริก (piezoelectric accelerometer)

คุณสมบัติพื้นฐานทางไฟฟ้าของผลึกเพียโซอิเล็กทริก (piezoelectric crystal) ถูกค้นพบ โดย Pierre และ Jacques Curie ในราวปี ค.ศ.1880 ซึ่ง piezoelectric crystal นี้มีคุณสมบัติพิเศษคือเมื่อถูกแรงทางกลมากระทำจะสร้างประจุไฟฟ้าขึ้นมา โดยเป็นสัดส่วนกับแรงกระทำนั้น ซึ่งจากคุณสมบัติพิเศษนี้ได้ถูกดัดแปลงนำไปใช้สร้างอุปกรณ์ต่างๆมากมาย เช่น ใช้เป็นแบตเตอรี่จ่ายพลังงานไฟฟ้าให้กับนาฬิกาข้อมือดิจิตอลที่เราใช้ทั่วไป และยังใช้สร้างมิเตอร์วัดอัตราเร่งแบบเพียโซอิเล็กทริกอีกด้วย โครงสร้างของมอเตอร์วัดอัตราเร่ง แบบเพียโซอิเล็กทริก จะประกอบด้วย seismic mass ยึดติดกับ piezoelectric crystal และบรรจุอยู่ในตัวถังป้องกัน โดย piezoelectric crystal ที่นิยมนำมาใช้งานได้แก่ ผลึกควอตซ์ และผลึกโซเดียมโปตัสเซียมตาเตรต (sodium potassium tartrate) เพราะมีความทนทานต่อแรงกระทำและราคาไม่แพงมากนัก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.5.2 เครื่องวัดสภาพการเอียง (Gyroscope)

Gyroscope คืออุปกรณ์ที่นำเอามาใช้สำหรับตรวจเช็คสภาพการเอียงการโคลงเคลงของวัตถุที่ติดตั้งตัวมัน อยู่ เช่น เครื่องบิน เรือหุ่นยนต์ จรวด จานดาวเทียมซึ่งของเหล่านี้ล้วนแต่ต้องการที่จะทราบสถานะความสมดุลของมันอยู่ตลอดเวลา

(รูปที่ 2.14 เครื่องวัดสภาพความเอียง)

Gyroscope ได้กำเนิดขึ้นเมื่อปี ค.ศ. 1852 ครับ โดย นักวิทยาศาสตร์ ชาวฝรั่งเศสที่ชื่อ ฌอง โบนาปาต์ เลอง ฟู โกลต์ (Leon Foucault) ได้คิดประดิษฐ์ล้อที่ติดตั้ง อยู่ในวงแหวนที่หมุนได้ เมื่อหมุนล้อหรือโรเตอร์แล้วเจ้าล้อมัน จะหมุนในทิศทางเดิมของมันในอากาศ โดยไม่ขึ้นกับการเอียงไปเอียงมาของกรอบหรือวงแหวนที่ล้อมรอบมัน ซึ่ง เขาได้ตั้งชื่ออุปกรณ์ตัวนี้ว่าGyroscope ครับ ซึ่งจากคุณสมบัติในข้อนี้ทำให้มันสามารถที่จะเป็นเครื่องบ่งชี้ทิศทาง ได้

การใช้ไจโรสโคปครั้งแรกนั้น เกิดขึ้น ในปี ค.ศ. 1910 ได้นำไปติดตั้งในเรือรบของเยอรมนี ต่อมาในปี ค.ศ. 1909 นายเอลเมอร์ เอ. เสปอร์รี (Elmer A. Sperry) ได้สร้างเครื่องบินที่บินอัตโนมัติที่ใช้คุณสมบัติการรักษา ทิศทาง ของไจโรสโคปเพื่อให้เครื่องบิน บินได้ตรงทิศทาง

สำหรับการติดตั้งบนเรือนั้นเริ่มขึ้นในปี ค.ศ.1915 บริษัท อันชิทซ ตั้งอยู่ที่ เมืองคีล ประเทศเยอรมนี ได้ ติดตั้งบนเรือโดยสาร ของเดนมาร์ก ซึ่งเป็นอุปกรณ์ที่เอาไว้รักษา เสถียรภาพการของเรือเพื่อให้ ลดการโคลง ของ เรือ ซึ่งทำให้สินค้ามีความเสียหายน้อยลง และทำให้ผู้โดยสารรู้สึกสบายขึ้น ซึ่งระบบนี้เรียกว่า Gyrostabilizer แต่ ใช้วิธีนี้มีข้อเสีย คือ เรือนั้นมีน้ำหนักมาก และเสียเนื้อที่มาก เพราะต้องสร้างไจโรสโคปขนาดใหญ่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

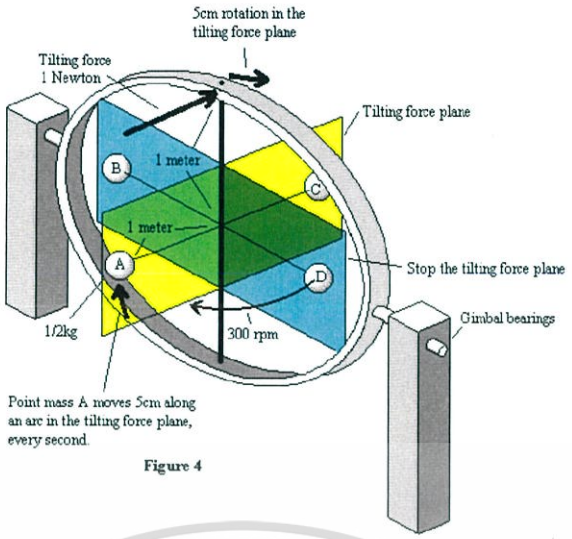


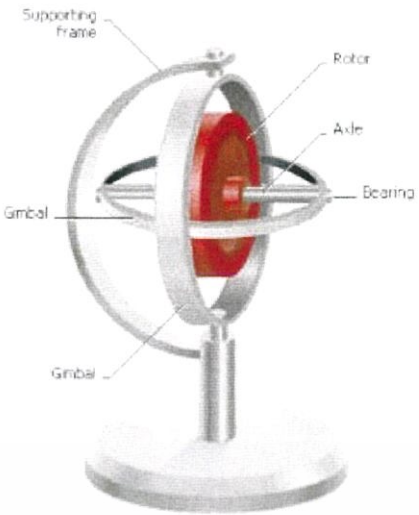
Figure 4

(รูปที่ 2.15 ไจโรสโคปบ่งบอกถึงการเอียงในรูปแบบนั้นๆ)

ต่อมาในปี 1916 มีผู้นำหลักการของไจโรสโคปนี้ไปทำอุปกรณ์ที่เรียกว่า ขอบฟ้าประดิษฐ์ เพื่อใช้ใน เครื่องบินสำหรับบอก ระดับการโคลงเคลง ไปซ้ายขวา หน้าหลัง ซึ่งมีประโยชน์อย่างยิ่ง ในเวลาที่สภาพอากาศไม่ดี เวลาที่มองไม่เห็นขอบฟ้าหลังจากนั้นวิศวกรก็มีได้มีการนำไจโรสโคปไปใช้อย่างมากมายแพร่หลาย เช่น นำไปใช้กับ จรวดนำวิถี เพื่อบังคับทิศทางโดยอัตโนมัติ หรือนำไปใช้ ในเครื่องบิน เป็นต้น

การทำงานของ Gyroscope นั้น จะเป็นไปตามกฎของนิวตันคือ มวลจะเคลื่อนที่เป็นเส้นตรงด้วย ความเร็วคงที่ ถ้าไม่มีแรงภายนอกมากระทำ เมื่อตัวไจโรหมุนไป 90 องศา จุดบนจะหมุนเปลี่ยนตำแหน่งไป 90 องศา และยังเคลื่อนที่ไปทางซ้ายเช่นเดียวกับจุดล่าง เมื่อหมุนขึ้นมา 90 องศา มันยังคงเคลื่อนที่ไปทางขวา ทำให้ ล้อเกิดการหมุนควง ขณะที่จุดบนและจุดล่างเปลี่ยนตำแหน่งไป 90 องศา การเคลื่อนที่ในครั้งแรก จะถูกยกเลิกไป ไม่เกิดการพลิกของล้อ ดังนั้นแกนหมุนของไจโรจะเหมือนกับห้อยอยู่กับที่ตลอดเวลา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(รูปที่ 2.16 วงล้อหมุนตามกฎของนิวตัน)

ดังนั้นเมื่อเอาคุณสมบัติแบบนี้ไปสร้างอุปกรณ์วัดระดับเราก็จะสามารถรู้ได้เลยว่าอุปกรณ์ที่ติดตั้งGyro เอียงไปจากเดิมเท่าไร ซึ่งเมื่อโรเตอร์หมุนแล้ว มันก็จะคงตำแหน่งอยู่แบบนั้น กรอบที่เป็นแหวนซึ่งอยู่ล้อมรอบเมื่อ เราได้ติดตั้งตัววัดระยะ วัดการหมุนก็สามารถเช็คมุมที่เปลี่ยนไปได้

2.5.2.1 การนำ Gyroscope มาประยุกต์ใช้

1. Demonstration Gyroscope

Demonstration Gyroscope มักจะพบในแหล่งการศึกษาเพื่อศึกษาลักษณะทางกายภาพของ Gyroscope ลักษณะทั่วไปของมันมักจะมีลักษณะเหมาะที่จะใช้ในการรับแรงผ่านวงแหวน เพื่อให้ผู้ใช้ทดสอบการ หาตำแหน่งใน1 มิติ

2. Computer Pointing Devices

มีการนำ Gyroscope มาใช้เป็นอุปกรณ์เพื่อบอกตำแหน่งในคอมพิวเตอร์เช่นการควบคุมเมาส์ในอากาศ ดังรูป เรียกว่า Gyromouse ซึ่งประกอบด้วย 3 เทคโนโลยี คือ Gyroscope ,การทำงานของเมาส์ (mouse ball mechanism) ,สัญญาณความถี่วิทยุ (radio frequency) ในการเลื่อนของ Gyroscope ภายในตัวเมาส์จะทำให้ ทราบตำแหน่ง cursor ได้ โดยหลักการทำงานของเมาส์ที่ใช้งานทั่วไปส่วน radio เทคโนโลยีใช้สำหรับสร้าง Gyromouse แบบไร้สายช่วยควบคุมระยะได้ประมาณ40 ฟุต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3. Racing Car

คุณลักษณะของ Gyroscope เชิงพฤติกรรม (Gyroscopic behavior) มักจะใช้ในอุตสาหกรรมรถแข่ง รถ จะเลี้ยวในทางเดียวเท่านั้น เมื่อรถเกิดการเลี้ยวจะมีลักษณะเป็นพฤติกรรมทาง Gyro ดังนี้เครื่องยนต์จะกดตัวรถ ด้านหน้าให้ต่ำลงและยกด้านหลังให้สูงขึ้นไปในอากาศทำให้รถสามารถทรงตัวอยู่ได้

4. Motor Bikes

เช่นเดียวกับ Racing Car โดยพิจารณาที่การทำงานของล้อเคลื่อนที่แบบGyroโดยอาศัยมุมในการเลี้ยวช่วยด้วย

5. Toy

ของเล่นที่ใช้การหมุนเป็นรูปแบบหนึ่งของ Gyroscope เมื่อด้านหมุนของวัตถุนั้นหมุนจะเกิดแรงยกวัตถุ นั้นขึ้นไม่ให้ล้มลง

6. Gyrocompasses

Gyroscope ช่วยในการบอกทิศทางมีการใช้งานที่ง่ายสามารถนำไปติดที่อุปกรณ์เพื่อให้เคลื่อนที่ได้อย่าง อิสระเนื่องจากการเปลี่ยนทิศทางของอุปกรณ์ไม่ทำให้ Gyroscope เปลี่ยนทิศไป ด้วยการหมุนไปของ Gyroscope โดยแกนของ Gyroไม่เปลี่ยนนี้สามารถนำไปวัดความเปลี่ยนแปลงของทิศทางได้ มักจะใช้ในเรือหรือ ยานอวกาศในการบอกทิศทาง

7. Gyroscopic anti-roll devices/stabiliser

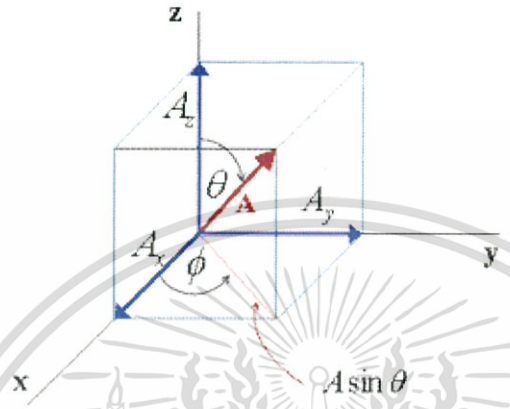
นำไปใช้ในรถไฟรางเดียวหรือเรือโดยอาศัยหลักการทรงตัวของมันทำให้รถไฟทรงตัวอยู่ได้และทำให้เรือไม่ ถูกซัดล้มลงโดยคลื่นเนื่องจากไม่สามารถเปลี่ยนทิศทางได้ทัน

8. อื่น ๆ เช่นการใช้งานทางทหาร,การสร้างHelicopter แบบGyro เป็นต้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.5.3 เวกเตอร์

ปริมาณเวกเตอร์ (Vector) เป็นปริมาณที่บอกทั้งขนาดและทิศทาง ซึ่งเป็นปริมาณที่เซนเซอร์วัดความเร่ง (Accelerometer) สามารถวัดได้ ซึ่งเราสนใจในการรวมเวกเตอร์เพื่อที่จะแสดงถึงผมลัพธ์ของค่าที่เซนเซอร์วัดความเร่งสามรถวัดได้ ซึ่งองค์ประกอบของเวกเตอร์สามมิติมีดังรูป



(รูปที่ 2.17 องค์ประกอบของเวกเตอร์สามมิติ)

ขนาดของเวกเตอร์ลัพธ์ A คือ $\sqrt{A_x^2 + A_y^2 + A_z^2}$

ทิศทางของเวกเตอร์ลัพธ์ A คือ มุมที่เวกเตอร์ลัพธ์ A ทำกับแกน x,y,z หาจาก

$$\theta_x = \cos^{-1}\left(\frac{A_x}{A}\right) \theta_y = \cos^{-1}\left(\frac{A_y}{A}\right) \theta_z = \cos^{-1}\left(\frac{A_z}{A}\right)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3
ระเบียบวิธีวิจัย

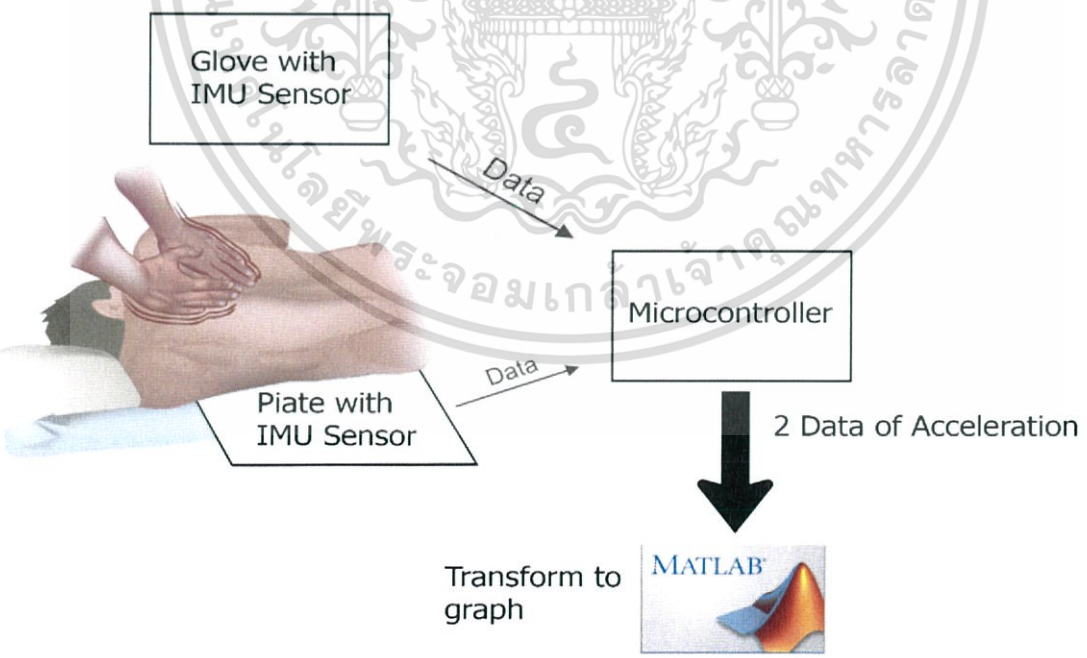
การวิจัยนี้มีจุดประสงค์เพื่อพัฒนาระบบประเมินการสั่นที่บริเวณทรวงอกเพื่อการขับเสมหะและฝึกนักกายภาพบำบัดใหม่ให้มีทักษะการสั่นบริเวณทรวงอกอย่างมีประสิทธิภาพ บทนี้เป็นวิธีการดำเนินการวิจัยโดยจะกล่าวถึงการพัฒนาทั้งด้านซอฟต์แวร์และฮาร์ดแวร์ได้แก่ การออกแบบโค้ด การทดลองความถูกต้องของโค้ดและเซ็นเซอร์ การออกแบบฮาร์ดแวร์ และการเก็บผลจากการสาธิตการสั่นปอด

3.1 การออกแบบโปรแกรมการทำงาน

ในส่วนนี้จะเป็นการออกแบบการทำงานของเครื่องที่จะใช้วัดแรงสั่นจากการสั่นปอด ซึ่งมีทั้งหมด 2 ขั้นตอน คือ ออกแบบ Block diagram การทำงาน และการพัฒนาโค้ดสำหรับเก็บผลการสั่น

3.1.1. ออกแบบ Block diagram การทำงาน

วางแผนออกแบบโครงสร้างเครื่องทั้งระบบก่อนที่จะลงมือทำจริงโดยหลักการทำงานของเครื่องเริ่มจากติดเซ็นเซอร์วัดความเร่งไว้ที่ถุงมือและแผ่นรองตัวผู้ป่วยซึ่งได้เลือกใช้ MPU6050 เซ็นเซอร์สาเหตุที่ติดเซ็นเซอร์ทั้ง 2 ที่เพื่อจะได้ข้อมูลความเร่งของทั้ง 2 ที่ในการเปรียบเทียบกันว่าแรงสั่นจากมือจะสามารถส่งผ่านตัวผู้ป่วยไปจนถึงแผ่นรองได้ไหม ถ้าได้จะแสดงให้เห็นว่าแรงสั่นสามารถส่งไปได้ทั่วทั้งร่างกายที่ต้องการ

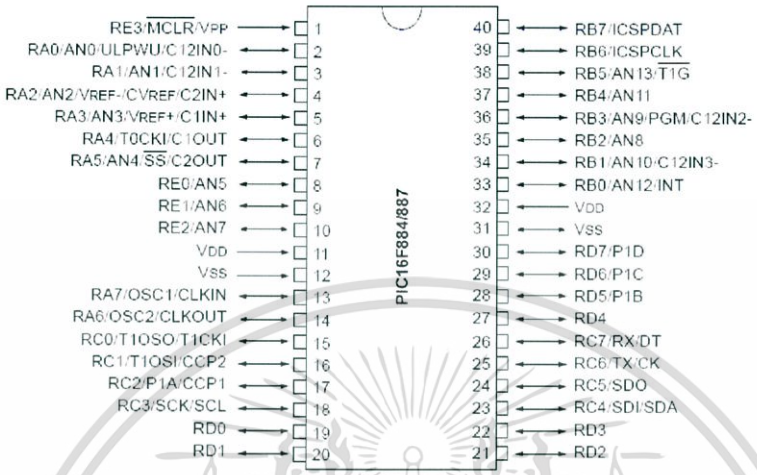


(รูปที่ 3.1 Block diagram ของงาน)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

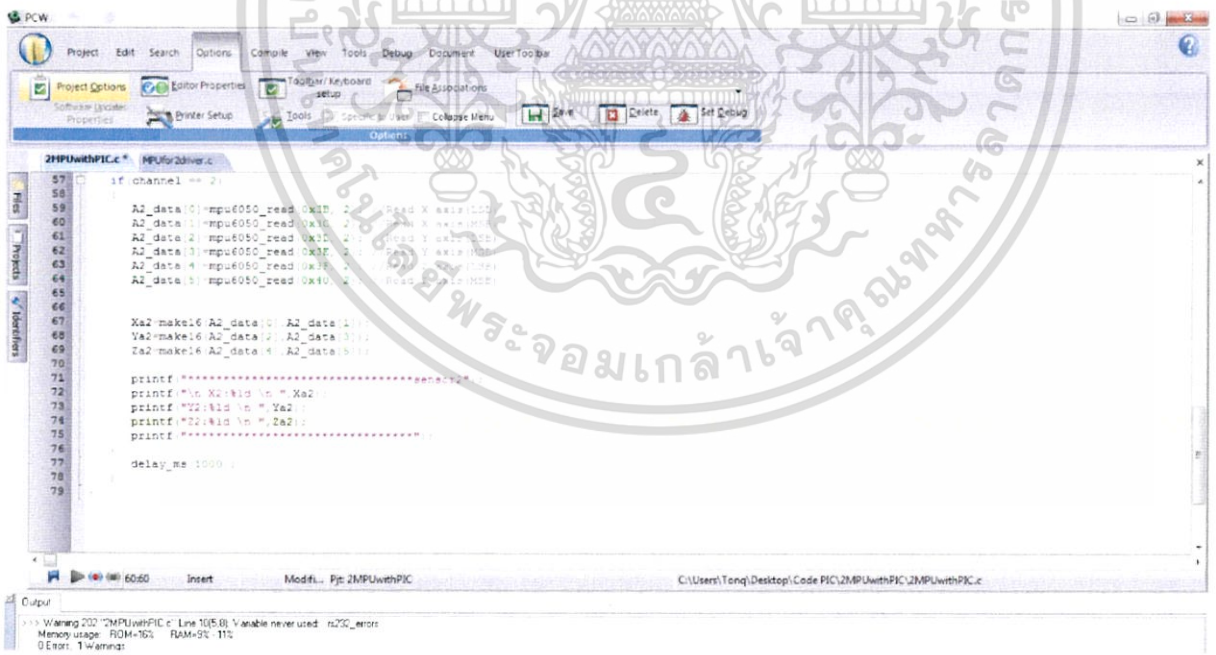
3.1.2. การพัฒนาโค้ดเพื่อเก็บผลการสั่น

ในส่วนของ Microcontroller ได้เลือกใช้ PIC (Programmable Interface Controllers) เพราะใช้ภาษา C ในการเขียนซึ่งยืดหยุ่นกว่าการใช้ Microcontroller ตัวอื่นและมีราคาถูกกว่า โดยเลือกใช้ PIC เบอร์ 16F887



(รูปที่ 3.2 โครงสร้างของ PIC16F887)

หลักการทำงานคือเชื่อมต่อเซ็นเซอร์ MPU6050 2 ตัวเข้ากับ PIN ที่กำหนดขาไว้โดยใช้ฟังค์ชัน I2C เพื่อส่งข้อมูลไปสู่ไมโครคอนโทรลเลอร์โดยใช้ Compiler ของบริษัท ccs คือโปรแกรม CCS C Compiler



(รูปที่ 3.3 หน้า Interface ของโปรแกรม CCS C Compiler)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

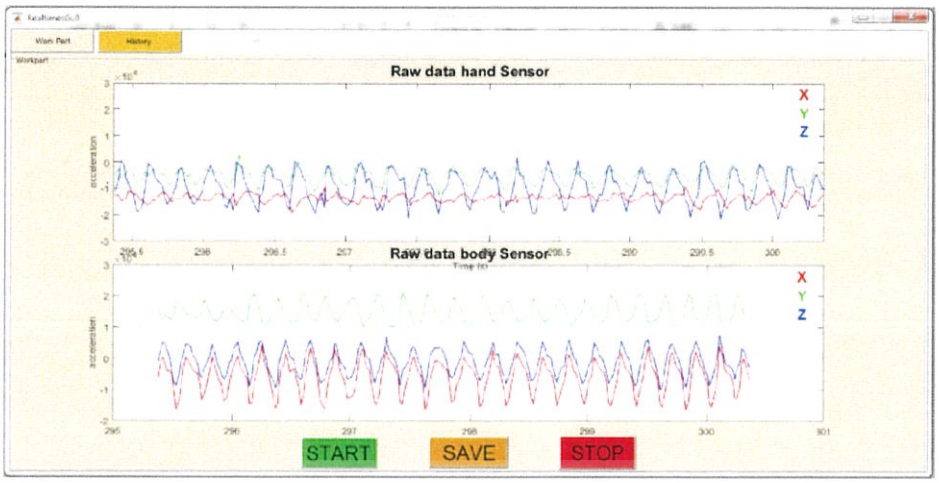
(รูปที่ 3.4 การแสดงผลของ Code)

หลักการเขียน Code ในส่วนของ Main Code กำหนดขาของ PIC (d0 d1 d2 d3)เพื่อเชื่อมต่อกับขา SCL SDA ของเซ็นเซอร์เพื่อใช้ในการรับข้อมูลจากเซ็นเซอร์ และมีการกำหนดขา c6 c7 เพื่อเป็นขาสำหรับเชื่อมต่อ Serial Port ในการส่งข้อมูลสู่คอมพิวเตอร์ ต่อจากนั้นจะเรียกใช้งานไฟล์อื่นซึ่งก็คือไฟล์ Drivers นั้นเองเราจะสร้างแยกไว้แล้วค่อยเรียกใช้งานเมื่อกำหนดทุกอย่างเสร็จแล้วต่อไปจะเป็นส่วนของ Code จะใช้ฟังค์ชัน IF สร้างกรณีไว้ 2 กรณีคือ SENSOR ตัวที่1 และ SENSOR ตัวที่2 ผลัดกันส่งข้อมูลสลับไปกัน

ในส่วนของ Drivers Code จะต้องกำหนดค่า Register ตาม Data Sheet และสร้างตัวแปลสำหรับนำไปใช้ใน Main Code (mpu6050_write, mpu6050_read, mpu6050_init)

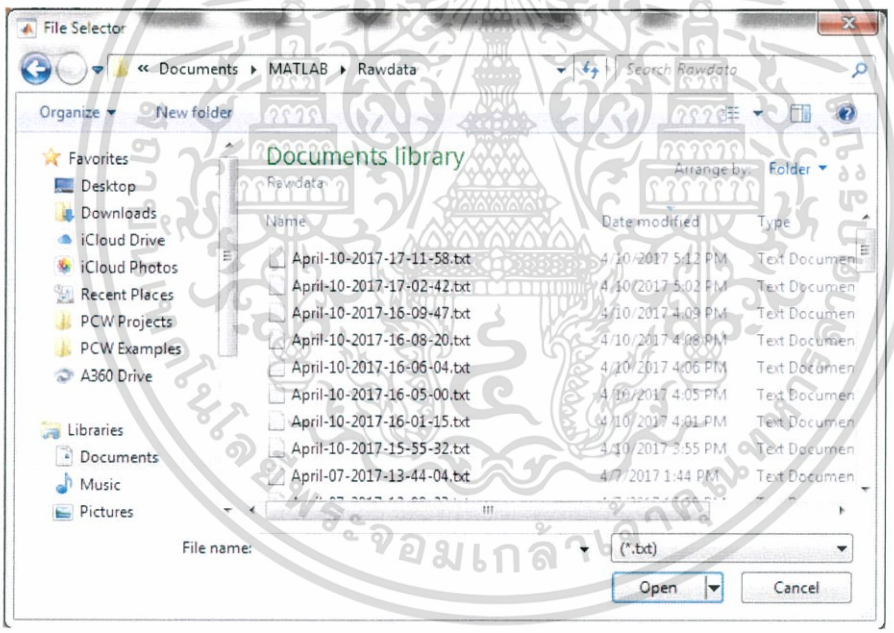
ขั้นตอนต่อไปเป็นการสร้างโปรแกรมสำหรับการแสดงผลของการสั่นแบบ Real Time โดยสร้างจาก GUI บน Matlab และพัฒนาเป็นแอพพลิเคชั่นเพื่อง่ายต่อการใช้งานของนักกายภาพบำบัดมากขึ้น โดยการใช้งานเบื้องต้นจะแบ่งออกเป็น 2 การทำงานหลักๆได้แก่ ส่วน Work Part และส่วน History โดยส่วนการทำงานเริ่มจากจับการสั่นแบบ Real time และแสดงออกมาในรูปของข้อมูลความเร่ง 3 ค่า (แกน X Y Z)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(รูปที่ 3.5 หน้าแสดงผลของโปรแกรม)

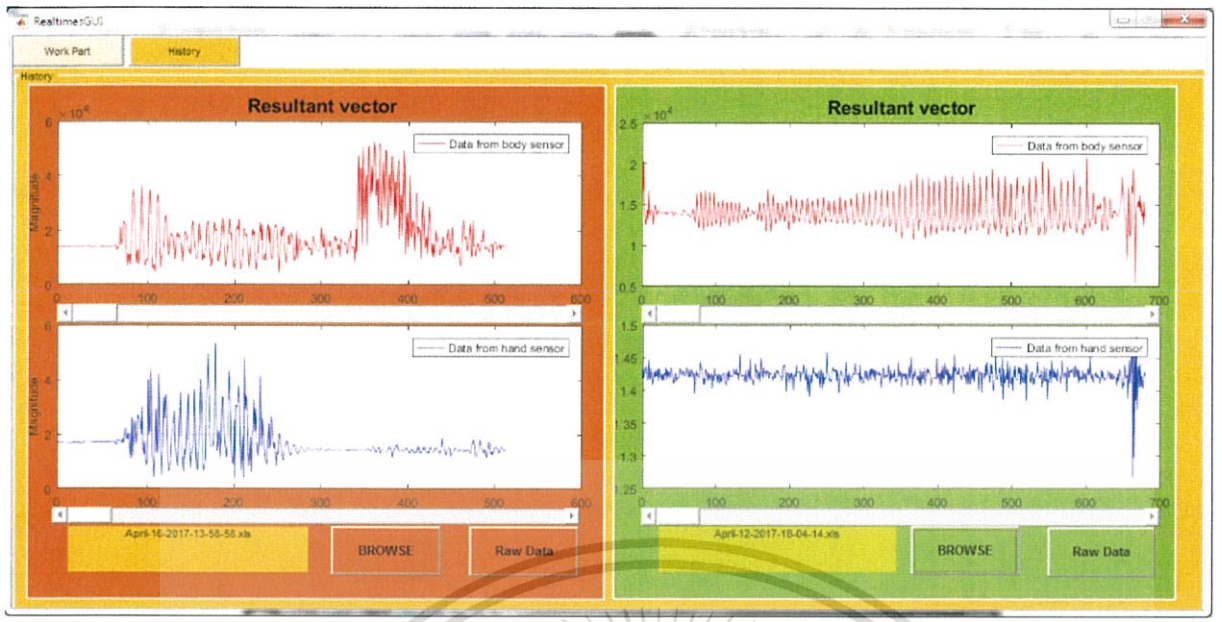
จากที่แสดงในรูปที่ 3.5 ตัวโปรแกรมสามารถบันทึกข้อมูลที่เก็บโดยการกด SAVE โดยข้อมูลที่เก็บจะบันทึกข้อมูลตามเวลา วันที่และสามารถ Browse ข้อมูลที่เคยทำมาประมวลผลต่อได้ในภายหลัง



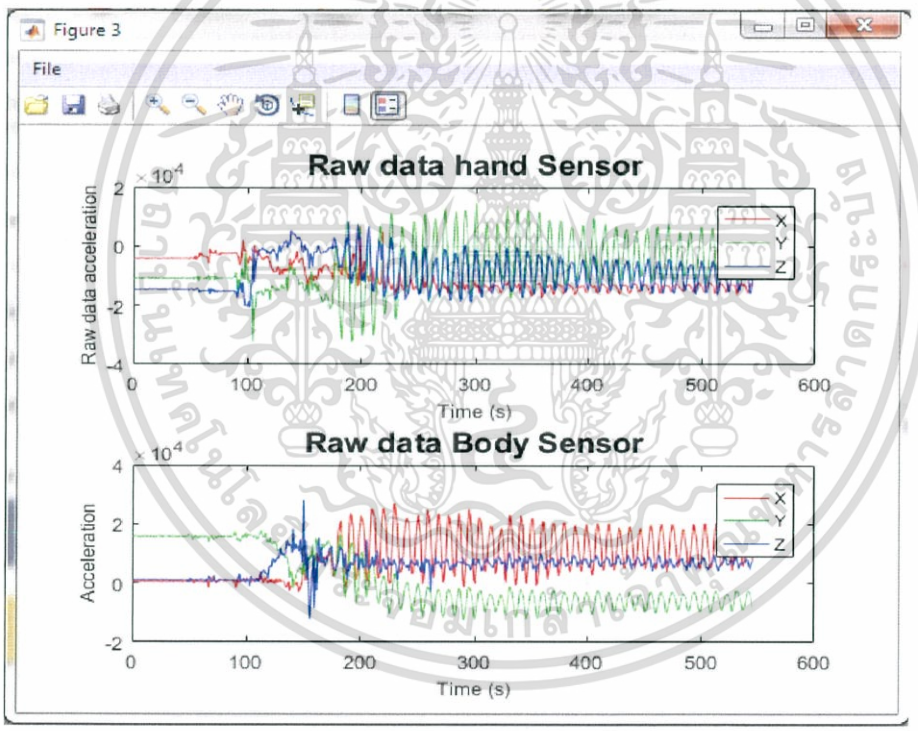
(รูปที่ 3.6 เปิดข้อมูลเก่ามาประมวลผลได้)

การทำงานในส่วนของ History จะเป็นการเรียกดูข้อมูลย้อนหลังเพื่อเปรียบเทียบกัน โดยสามารถเรียกดูได้ 2 ข้อมูลและจะแสดงเป็นเวคเตอร์ลัพท์ของความเร่ง และสามารถเรียกดูข้อมูลความเร่งได้โดยกด Raw Data ดังรูปที่ 3.8

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(รูปที่ 3.7 ผลเวคเตอร์ลัพท์ของไฟล์ข้อมูลที่เลือก)

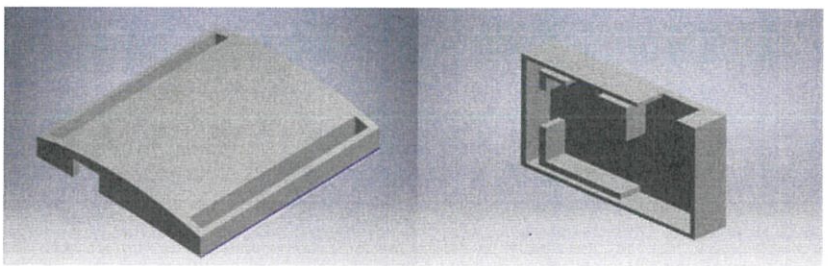


(รูปที่ 3.8 แสดงข้อมูลดิบของไฟล์ที่เลือก)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2 การออกแบบฮาร์ดแวร์

การออกแบบฮาร์ดแวร์เพื่อทำสายรัดฮาร์ดแวร์ที่มือและหน้าอกมีหลักการออกแบบคือต้องคำนึกถึงความคาดเคลื่อนจากการสั่นของตัวเซ็นเซอร์เอง เซ็นเซอร์ต้องแนบสนิทติดกับผิวสัมผัส



(รูปที่ 3.9 ต้นแบบตัวใส่เซ็นเซอร์)

(รูปที่ 3.10 ต้นแบบกล่องใส่วงจรควบคุม)

(รูปที่ 3.11 ตัวฮาร์ดแวร์จริง)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3 แผนการดำเนินงาน

หัวข้อ เทอมที่ 1	เดือน			
	สิงหาคม	กันยายน	ตุลาคม	พฤศจิกายน
ศึกษาข้อมูลและหาอุปกรณ์ที่ใช้ในการวัดความเร่ง				
ศึกษาและสั่งซื้อ ไมโครคอนโทรลเลอร์				
เชื่อมต่อ MPU กับ ไมโครโทรลเลอร์				
แสดงค่าของเซ็นเซอร์ออกทางคอมพิวเตอร์				
พยายามเขียน Code สำหรับใช้งาน 2 เซ็นเซอร์พร้อมกัน				
สร้างกราฟของความเร่งที่แสดงทางคอมพิวเตอร์				

(ตารางที่ 3.1 ตารางแผนการดำเนินงานเทอมที่ 1)

หัวข้อ เทอมที่ 2	เดือน			
	มกราคม	กุมพาพันธ์	มีนาคม	เมษายน
ปรับปรุง Code ให้แสดงผลแบบ Real time				
ปรับปรุงคุณภาพสาย, ทำเคสกันกระแทกให้กับเซ็นเซอร์และทำเคสให้กับ PIC				
พัฒนาโปรแกรมที่เอาไว้สำหรับแสดงผลให้อยู่ในรูปของ GUI				
ไปเก็บข้อมูลและสอบถามข้อสงสัยกับอาจารย์ที่คณะกายภาพบำบัด มหาลัยมหิดล				
เก็บข้อมูลรอบที่ 2				

(ตารางที่ 3.2 ตารางแผนการดำเนินงานเทอมที่ 2)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

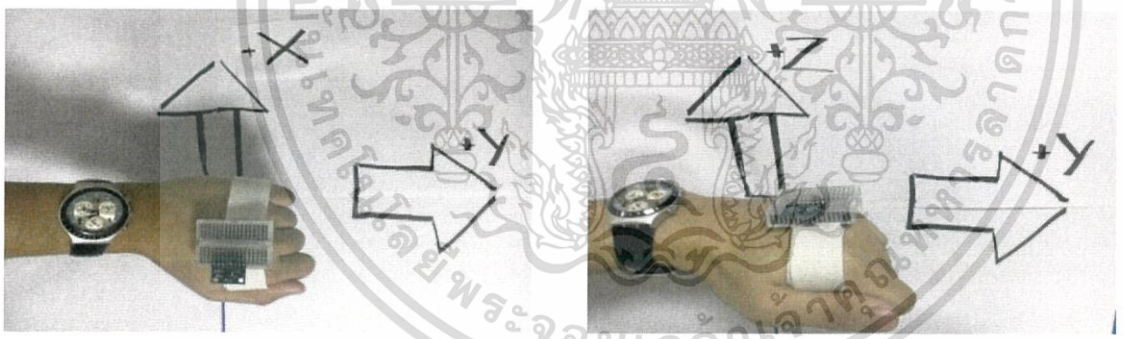
บทที่ 4
ผลการทดลอง

4.1 บทนำ

จากบทที่ 3 ได้กล่าวถึงวิธีการดำเนินงานวิจัยไปแล้ว ในบทนี้จะกล่าวถึงการทดลองและผลการทดลอง เพื่อทดสอบตัวเซ็นเซอร์รับค่าและซอฟต์แวร์ที่พัฒนาขึ้นว่าสามารถใช้งานได้ตามความต้องการของนักกายภาพบำบัดพึ่งนำไปใช้เป็นสื่อการสอนหรือไม่โดยวิธีการทดลองจะแบ่งออกเป็น 2 ส่วนใหญ่ๆได้แก่ การทดสอบความถูกต้องของการรับค่าของเซ็นเซอร์ใน "ระบบประเมินการสั่นบริเวณทรวงอก" และการทดสอบระบบการเก็บข้อมูลสัญญาณการสั่นของการทำกายภาพบำบัดทรวงอก

4.2 ทดสอบความถูกต้องจากการรับค่าของเซ็นเซอร์

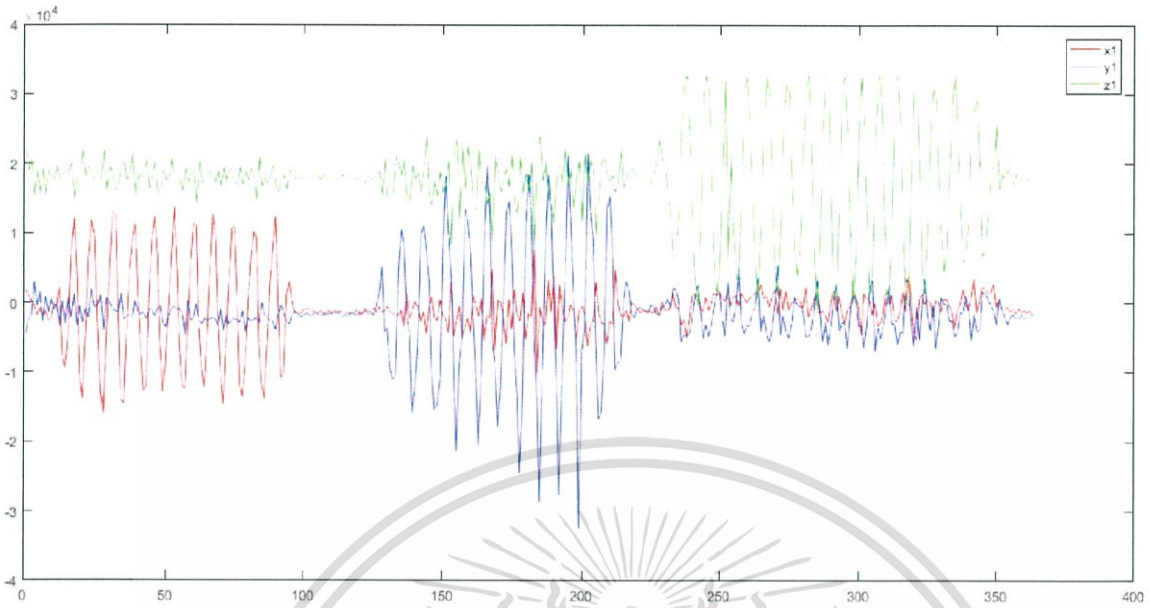
เพื่อพิสูจน์ว่าค่าที่ได้จากการสั่นมีความน่าเชื่อถือหรือไม่ ผู้วิจัยได้เก็บข้อมูลความเร่งตัวอย่างโดยนำเอาเซ็นเซอร์ MPU6050 ซึ่งเป็นเซ็นเซอร์ที่ผู้วิจัยจะนำมาใช้เพื่อเก็บข้อมูลการสั่นติดที่บริเวณหลังมือของผู้ทดสอบ และทดสองสั่นในแนวแกนต่างๆดังรูปที่ 4.1 โดยจะทดสอบเคลื่อนที่ในแนวแกนสลับกันไปมาเพื่อพิสูจน์ว่าว่าสามารถจำแนกการสั่นได้จริง ผลการทดลองแสดงในรูปที่



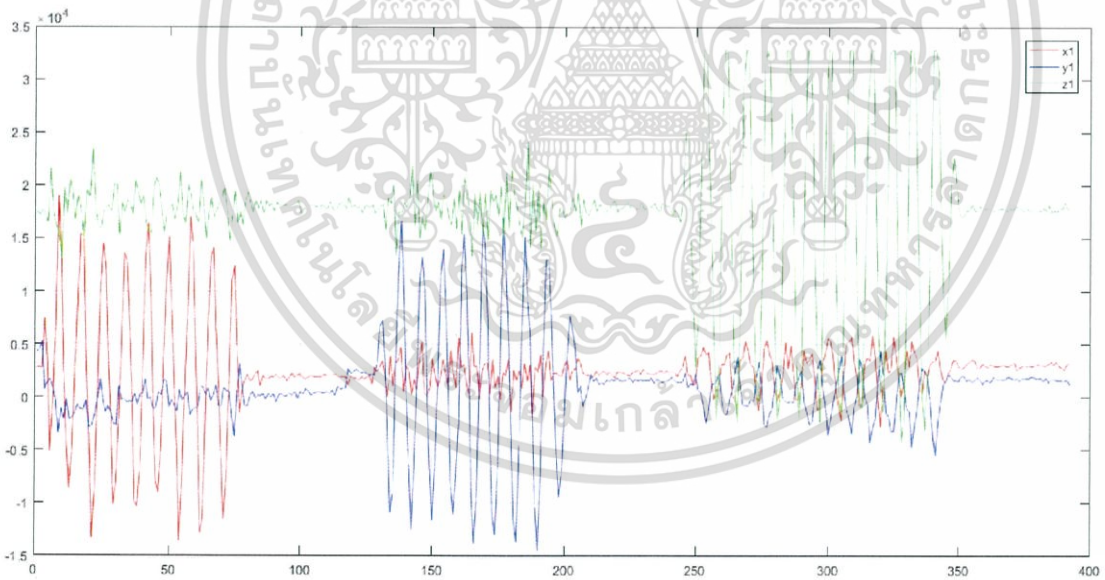
(รูปที่ 4.1 การเคลื่อนที่ของเซ็นเซอร์ในแนวแกนต่างๆ)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ทดสอบสั่นมือในแนวแกน X Y Z ตามลำดับ

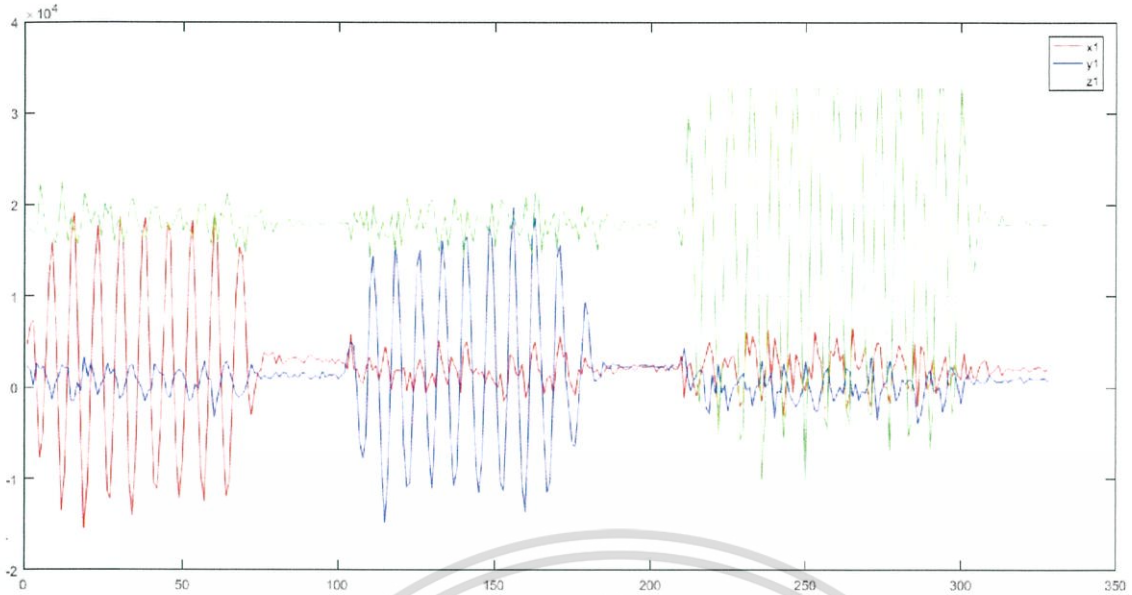


(รูปที่ 4.2 การทดลองที่ 4.2 ครั้งที่ 1)



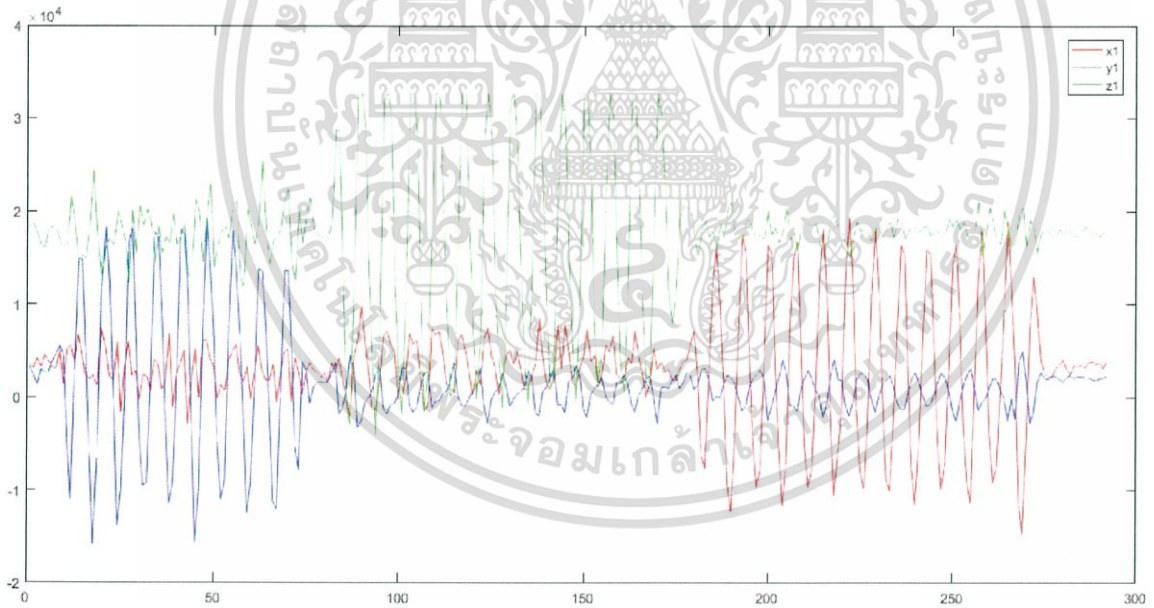
(รูปที่ 4.3 การทดลองที่ 4.2 ครั้งที่ 2)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



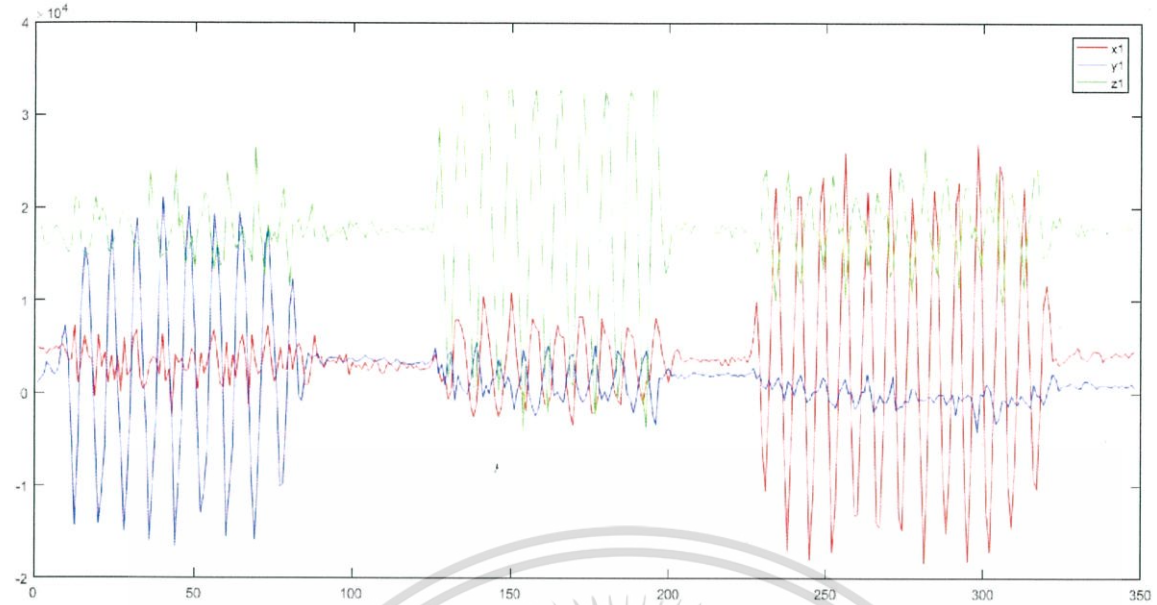
(รูปที่ 4.4 การทดลองที่ 4.2 ครั้งที่ 3)

ทดสอบสั่นมือในแนวแกน Y Z X ตามลำดับ

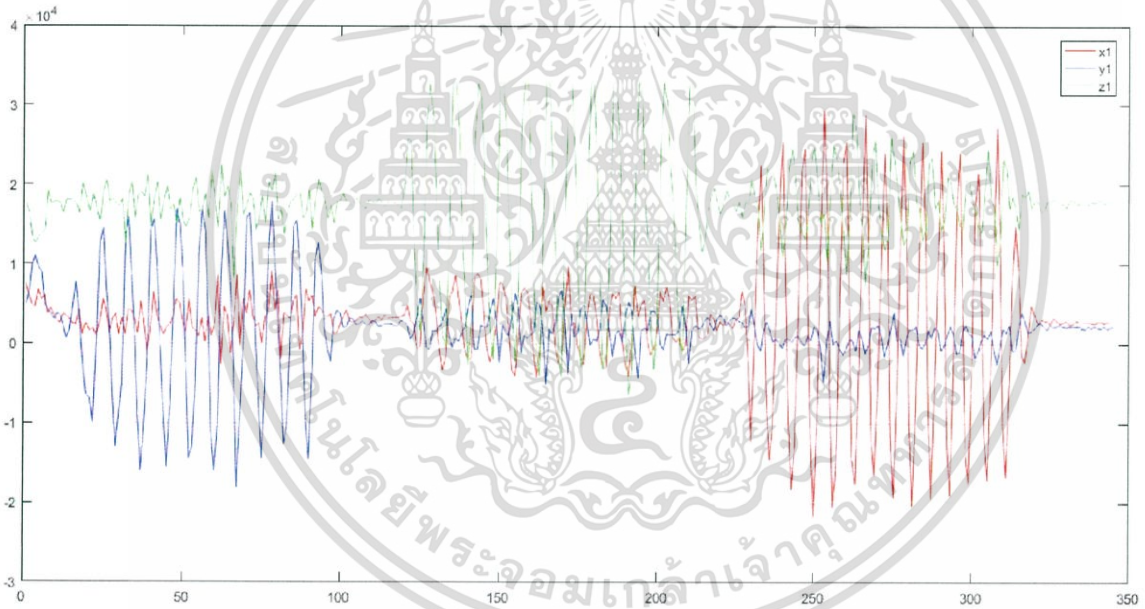


(รูปที่ 4.5 การทดลอง 4.2 ครั้งที่ 1)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



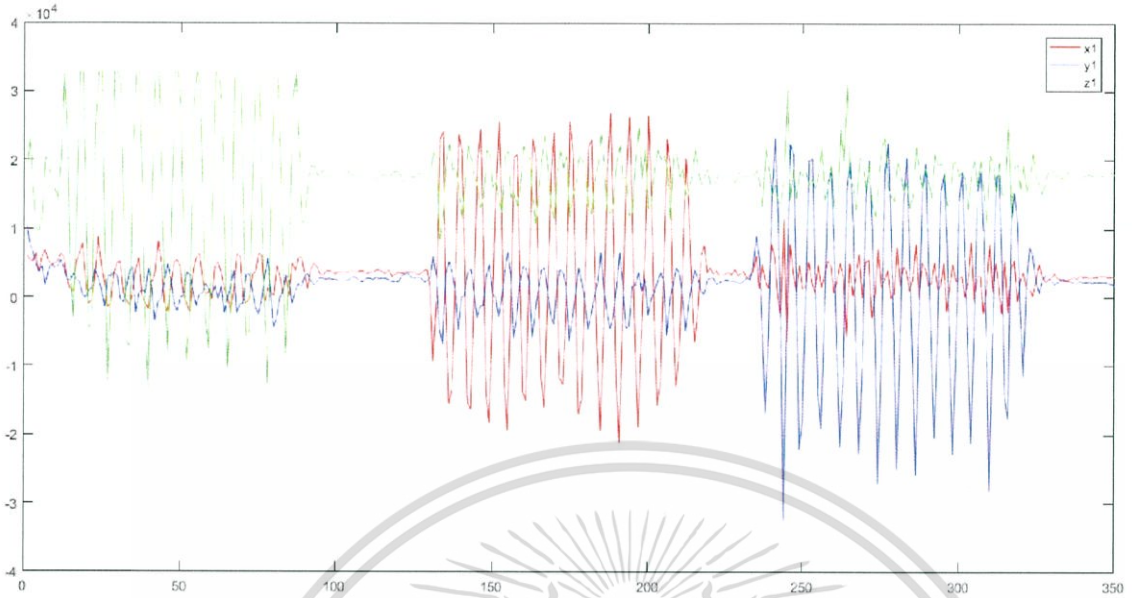
(รูปที่ 4.6 การทดลองที่ 4.2 ครั้งที่ 2)



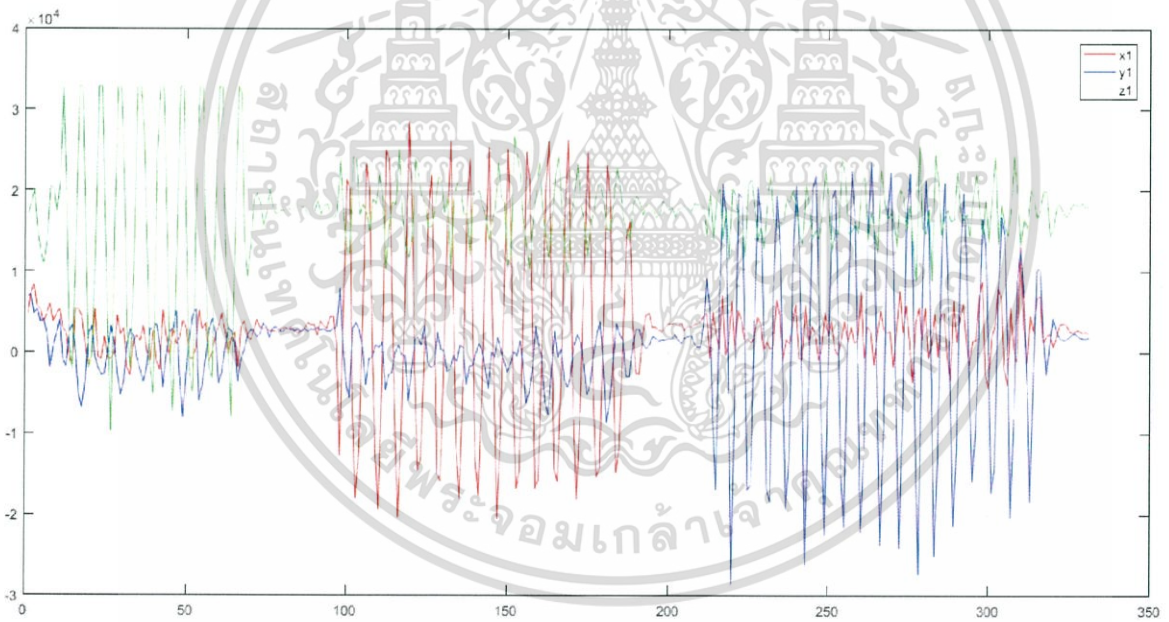
(รูปที่ 4.7 การทดลองที่ 4.2 ครั้งที่ 3)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ทดสอบสั่นมือในแนวแกน Z X Y ตามลำดับ

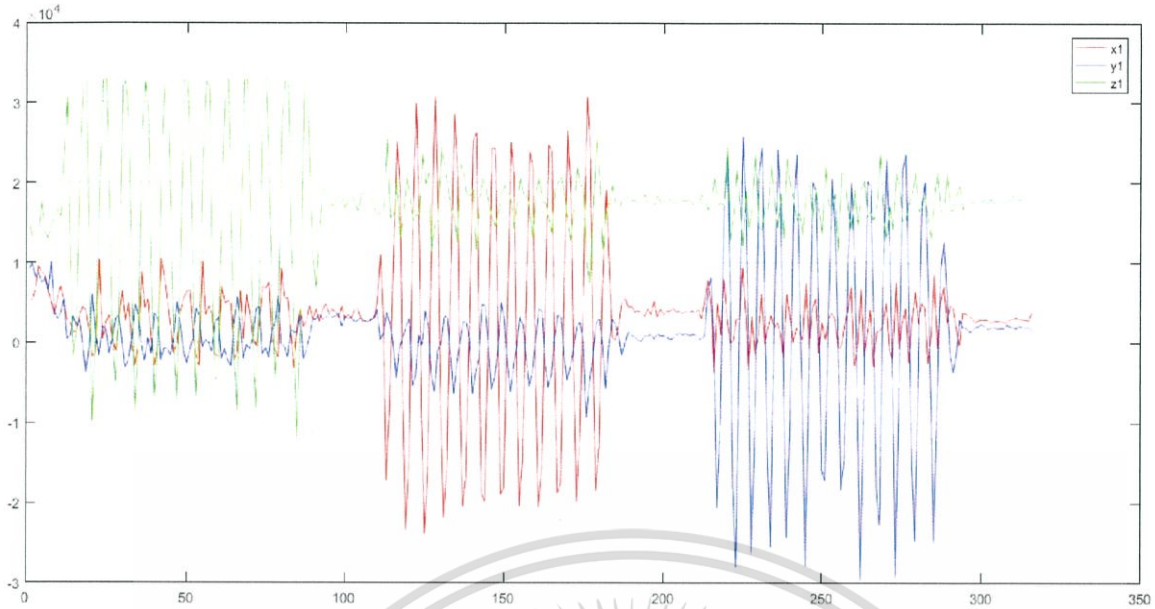


(รูปที่ 4.8 การทดลองที่ 4.3 ครั้งที่ 1)



(รูปที่ 4.9 การทดลองที่ 4.2 ครั้งที่ 2)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(รูปที่ 4.10 การทดลองที่ 4.2 ครั้งที่ 3)

4.3 ขั้นตอนการเก็บข้อมูล

ในการทดลองที่ 2 จะเน้นที่ไปการเก็บข้อมูลการทำกายภาพบำบัดทรวงอกของอาสาสมัครนักกายภาพจำนวน 7 คน ทำกับผู้ป่วยคนเดียวกันเพื่อดูความแตกต่างของการสั่นที่ส่งมาเปรียบเทียบกันระหว่าง 7 คน โดยการเก็บข้อมูลจะเก็บเป็นเวลา 1-2 นาทีขึ้นอยู่กับประสบการณ์การทำของแต่ละคนซึ่งไม่เท่ากัน

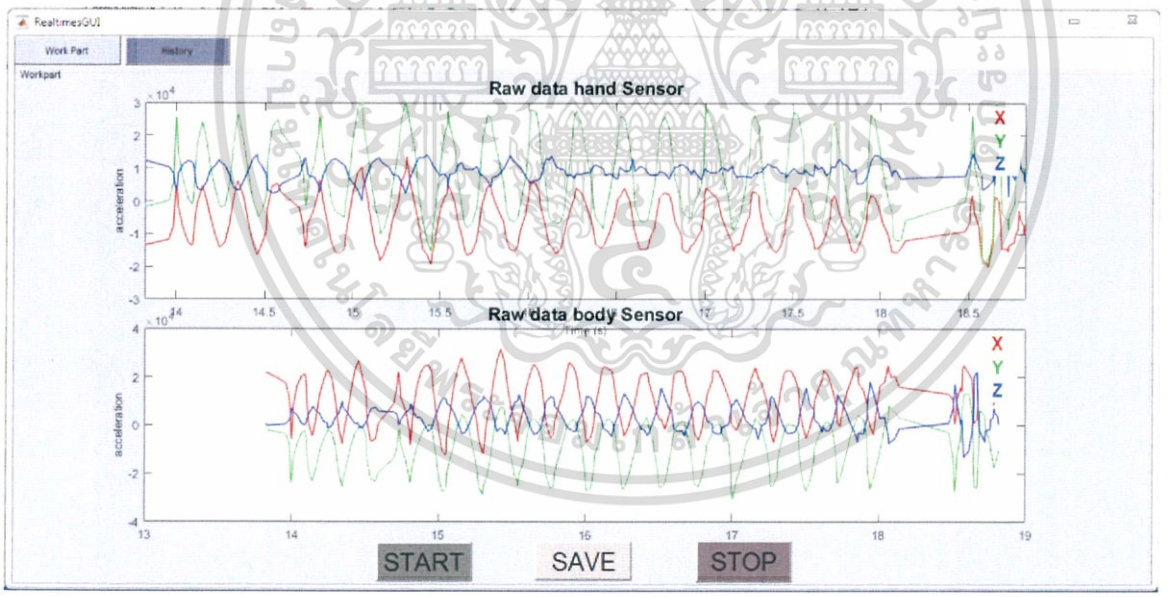
(รูปที่ 4.11 บรรยากาศการเก็บข้อมูล)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5
สรุปผลการทดลอง

การวิจัยครั้งนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อพัฒนาอุปกรณ์สำหรับการวินิจฉัยการสั่นของการทำกายภาพบำบัดทรวงอก โดยอุปกรณ์ที่พัฒนาขึ้นมานั้นมีส่วนในการสอนปฏิบัติสั่นปอด นอกจากนั้นยังสามารถใช้เปรียบเทียบว่าการทำกายภาพทรวงอกครั้งนั้นๆให้ผลที่ดีหรือไม่

การใช้งาน ระบบประเมินการสั่นบริเวณทรวงอก เริ่มจากผู้ปฏิบัติใส่อุปกรณ์ตรวจจับการสั่นที่บริเวณหลังฝ่ามือและสวมใส่อุปกรณ์ตรวจจับไว้ที่ตรงข้ามบริเวณที่ได้รับการสั่น ยกตัวอย่างเช่น เมื่อต้องทำบริเวณด้านหลังใกล้ๆกับปอดซ้าย ก็จะต้องติดตั้งอุปกรณ์ตรวจจับการสั่นไว้ที่บริเวณด้านหน้าปอดด้านซ้าย เพื่อเป็นการยืนยันว่าแรงของการสั่นจากผู้ปฏิบัติจะส่งมาถึงตัวผู้ป่วยจริงๆ จากนั้นเมื่อเริ่มปฏิบัติการสั่นปอดข้อมูลการสั่นก็จะแสดงในโปรแกรมเป็นกราฟเวกเตอร์ลัพธ์แสดงการสั่นที่ได้รับจากอุปกรณ์ตรวจจับทั้งสอง ดังรูปที่ 5.1 หลังจากปฏิบัติเสร็จสิ้นแล้ว สามารถดูข้อมูลย้อนหลังและสามารถประมวลผลข้อมูลนั้นๆได้ เพื่อเปรียบเทียบกับข้อมูลใหม่หรือข้อมูลอื่นๆ



(รูปที่ 5.1 หน้าโปรแกรมขณะใช้งาน)

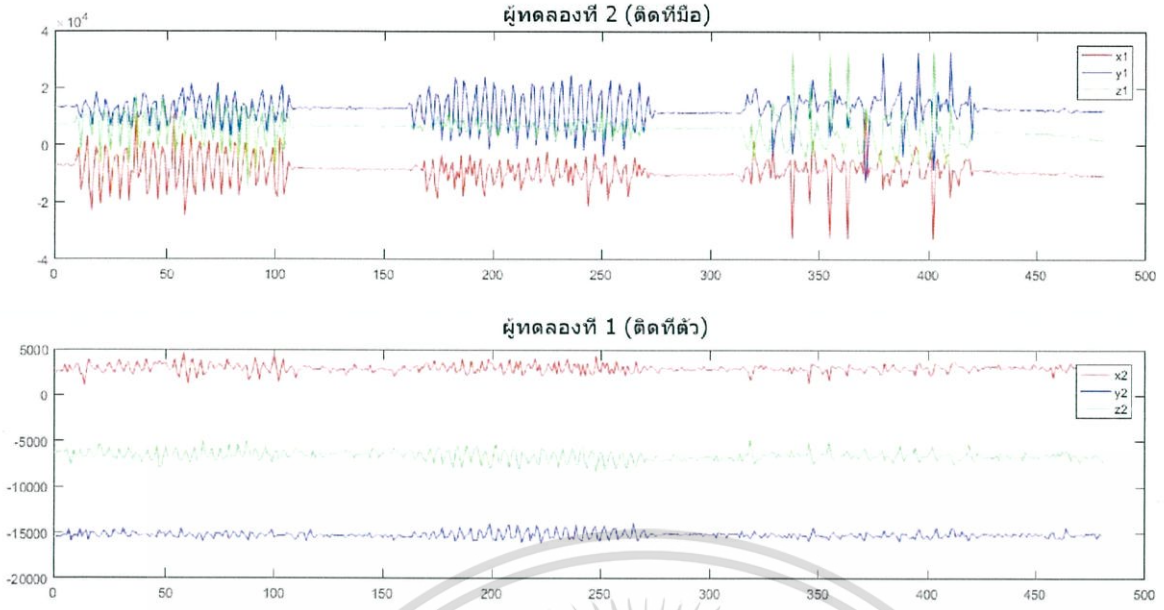
ในการทดลองที่ 1 สำหรับงานวิจัยเรื่อง “ระบบประเมินการสั่นบริเวณทรวงอก”ผู้วิจัยได้เก็บข้อมูลตัวอย่างโดยนำเอาเซ็นเซอร์มาติดเข้ากับหลังฝ่ามือของผู้ทดลองเพื่อเปรียบเทียบผลกับเซ็นเซอร์ที่ติดอยู่ในตำแหน่งหน้าอกผู้ป่วยโดยมีการทดลองคือ การทดสอบความถูกต้องของเซ็นเซอร์ในแนวแกนต่างๆ ซึ่งได้พูดไปในบทที่ 4 แล้วส่วนอีกการทดลองหนึ่งคือการทดลองเปรียบเทียบใช้งานเซ็นเซอร์ MPU6050 2 ตัวในเวลา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

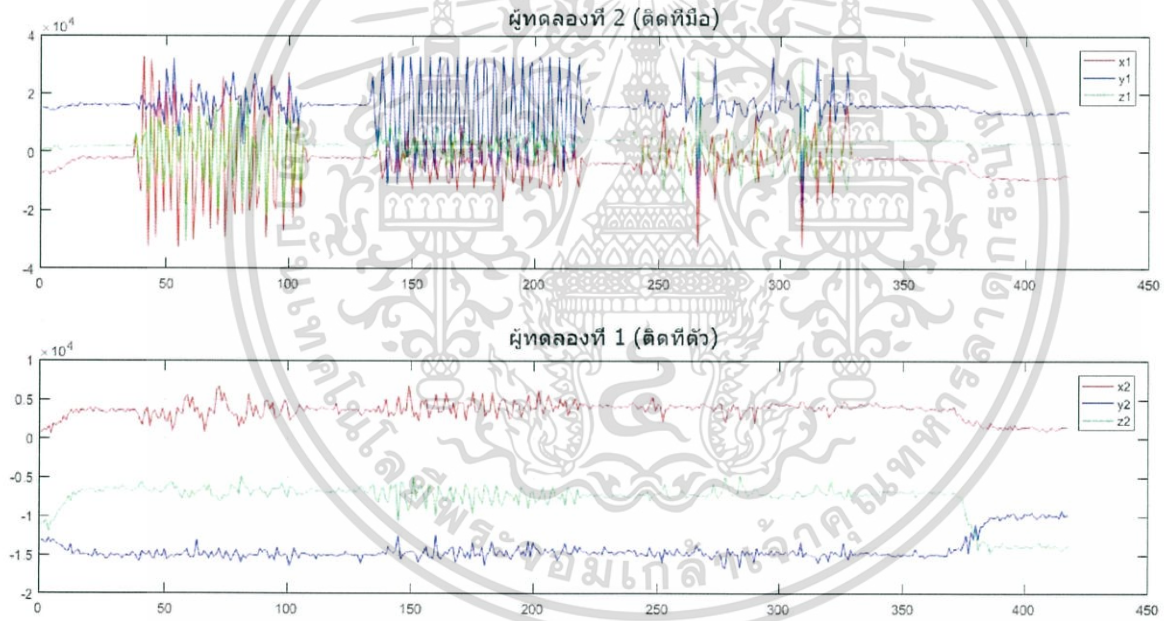
เดียวกันเพื่อดูข้อมูลที่ส่งมาว่ามีความถูกต้องเพียงใดโดยการทดลองคือนำเซ็นเซอร์ตัวหนึ่งติดไว้กับตัวผู้ทดสอบที่1 ส่วนอีก 1 เซ็นเซอร์จะติดไว้ที่มือของผู้ทดสองคนที่2 การทดสอบจะเป็นไปตามรูปที่ 5.2 และผลการทดลองเป็นไปตามรูปที่ 5.3 - 5.5

(รูปที่ 5.2 ภาพการทดลอง)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

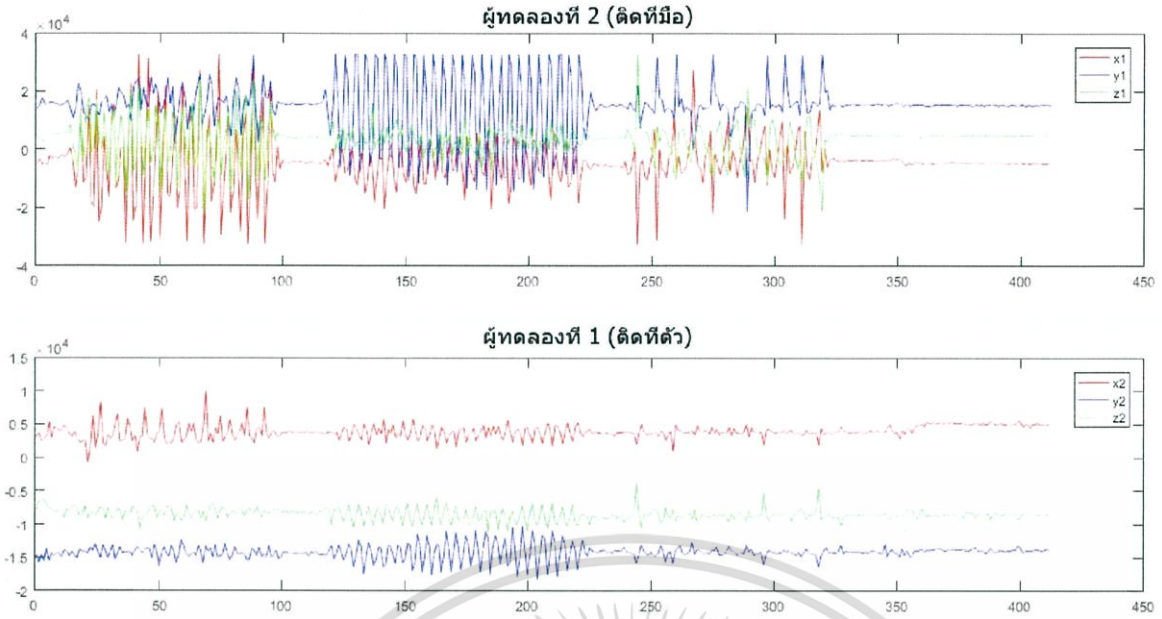


(รูปที่ 5.3 การทดลองที่ 5.1 ครั้งที่ 1)



(รูปที่ 5.4 การทดลองที่ 5.1 ครั้งที่ 2)

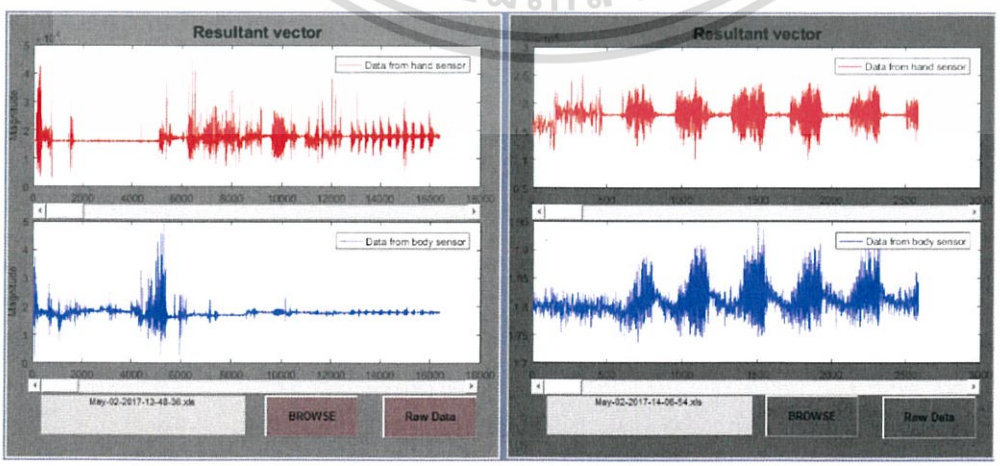
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



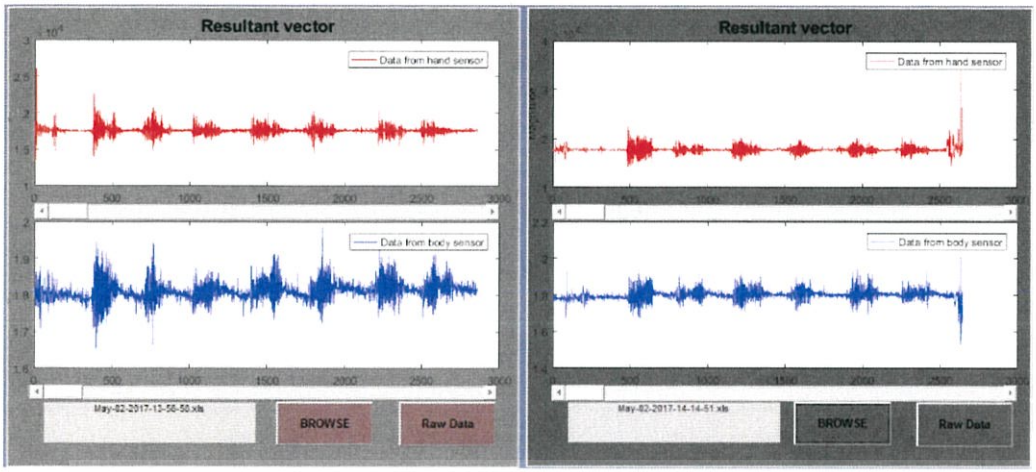
(รูปที่ 5.5 การทดลองที่ 5.1 ครั้งที่ 3)

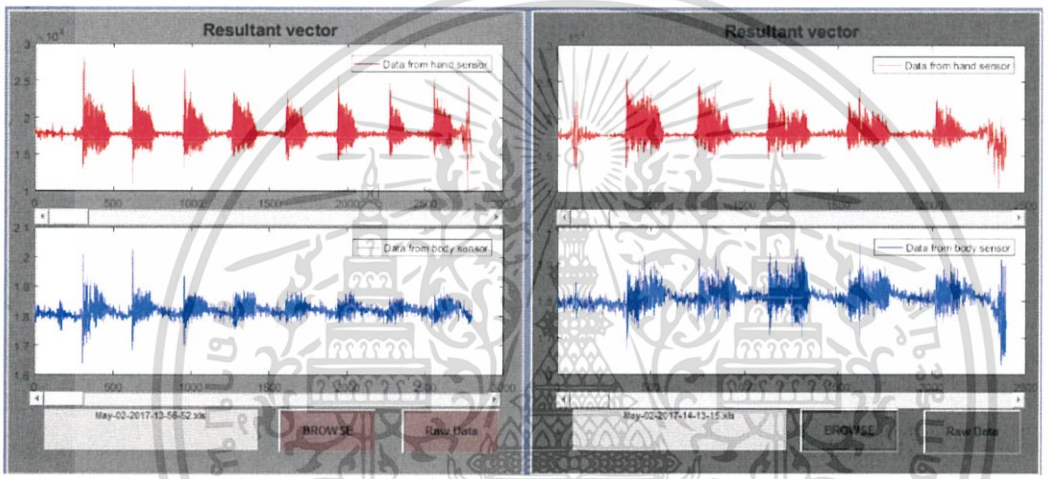
จากการทดลองจะเห็นได้ว่ากราฟจากเซ็นเซอร์ที่ติดที่มือกับเซ็นเซอร์ที่ติดบนหน้าอกจะมีช่วงการสั่นที่คล้ายคลึงกันซึ่งใช้ในการอ้างอิงได้ว่าการสั่นจากมือผู้ทดลอง2 ไปถึงด้านหน้าของลำตัวผู้ทดลอง1 แสดงให้เห็นว่าอุปกรณ์นี้สามารถใช้งานในด้านของการวัดทิศทางการสั่นของการทำกายภาพบำบัดและการอ้างอิงประสิทธิภาพของการบำบัดได้

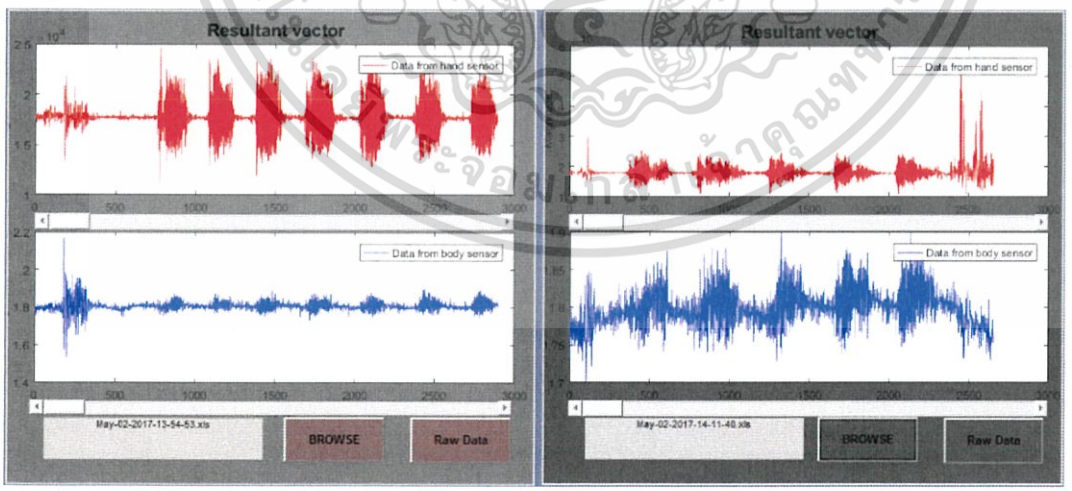
การทดสอบที่ 2 จะจำลองการทำกายภาพบำบัดโดยการสั่นปอดของอาสาสมัคร 7 คนโดยทำกับผู้ป่วยคนเดียวกัน การทดลองนี้มีจุดประสงค์เพื่อเปรียบเทียบว่าเมื่ออาสาสมัครทำการสั่นปอดแบบสามารถดูผลได้แบบทันที (Real time) ผ่านโปรแกรม กับวิธีที่สั่นปอดโดยไม่มีหน้าจอแสดงผลจากโปรแกรม ผลที่ได้จะแตกต่างกันอย่างไรบ้าง



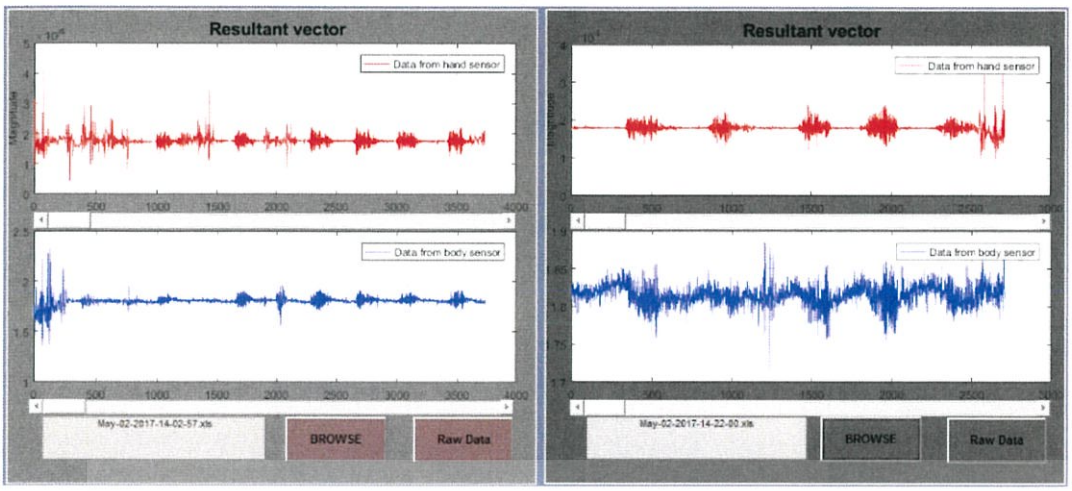
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้







เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(รูปที่ 5.6 ผลการทดลองที่ 2)

จากผลการทดลองซึ่งทางกราฟด้านซ้ายจะทำการทดลองให้อาสาสมัครสั่นปอดโดยไม่ดูหน้าจอโปรแกรม ส่วนกราฟด้านขวาคือการทำโดยดูผลแบบ Real-time ผ่านโปรแกรมไปด้วย จะเห็นได้ว่าในอาสาสมัครคนเดียวกันแต่เมื่อมีหน้าจอแสดงค่าของแรงและความถี่ที่ส่งไปทำให้อาสาสมัครสามารถปรับแก้การสั่นให้เหมาะสมได้เพื่อให้มีผลลัพท์ที่ดีขึ้นในระหว่างการปฏิบัตินั้นได้ทันที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารอ้างอิง

[1] ระบบควบคุมโดยใช้ PIC ไมโครคอนโทรลเลอร์ = PIC microcontroller based control systems : เทพ จารุรัตน์มงคล, ประทีป วงศ์จิรชยา.วิศวกรรมระบบควบคุม -- ปริญญานิพนธ์.สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง. ภาควิชาวิศวกรรมระบบควบคุม [2016,Oct].

[2] สมชาย รัตนทองคำ. Physical Therapy in ICU. ใน: แผนกการพยาบาลอุบัติเหตุฉุกเฉินและระยะวิกฤติ งานบริการพยาบาล โรงพยาบาลศรนีครินทร์ คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแกน. เอกสารประกอบ การฝึกอบรมระยะสั้นด้านการพยาบาลผู้ป่วยระยะวิกฤติ ครั้งที่ 5 ระหว่างวันที่ 1-11 สิงหาคม 2531. [2016,Oct].

[3] เพ็ญพิมล ธัมมรัคคิต, วรวุฒิ วรพุทธพร. กายวิภาคและสรีรวิทยาสำหรับกายภาพบำบัดทรวงอก. มหาวิทยาลัยขอนแกน: คณะแพทยศาสตร 2531. [2016,Oct].

[4] เรียนรู้หน้าที่ และการใช้งาน I/O ของ PIC MCU,http://www.123microcontroller.com/Basic-Microcontroller-Programming/io-pic-mcu [2016,Oct].

[5] เรียนรู้ไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC ด้วยภาษา Basic : ทีมงานสมาร์ทเลิร์นนิ่ง.กรุงเทพฯ : สมาร์ทเลิร์นนิ่ง, 2553. [2016,Oct].

[6] Cherniack R, Cherniack L and Naimark A. Respiration in health and disease, 2nd edition. Philadelphia: WB Saunders, 1972. [2016,Oct].

[7] Creating a GUI with GUIDE, https://www.mathworks.com/videos/creating-a-gui-with-guide-68979.html [2017,March].

[8] Downie PA. Cash's texbook of chest, heart and vascular disorders for physiotherapists, 4th edition. Philadelphia: JB Lippincott compay, 1987. [2016,Oct].

[9] Getting Started: Standalone Applications Using MATLAB Compiler, https://www.mathworks.com/videos/getting-started-standalone-applications-using-matlab-compiler-100088.html [2017,April].

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

[10] Hamilton WJ. Textbook of human anatomy, 2nd editon. London: Mac Millian, 1977. [2016,Oct].

[11] Jardins TRD. Clinical manifestrations of respiratory disease. Chicago: Year Book Medical, 1984. [2016,Oct].

[12] I2C Library,http://download.mikroe.com/documents/compilers/mikroc/pic/help/i2c_library.htm [2016,Oct].

[13] Magnitude of a vector, https://www.mathworks.com/matlabcentral/answers/86434-magnitude-of-a-vector [2017,March].

[14] norm, https://www.mathworks.com/help/matlab/ref/norm.html [2017,March].

[15] Norms of columns of a matrix, https://www.mathworks.com/matlabcentral/newsreader/view_thread/36092 [2017, March].

[16] PIC 2 PIC Master/Slave Communication using I2C... Enjoy,http://forum.mikroe.com/viewtopic.php?t =8106&highlight=i2c%20slave [2016,Oct].

[17] Real-time processing using serial input, https://www.mathworks.com/matlabcentral/newsreader/view_thread/313575 [2017,March].

[18] Serial port communication in Windows 7 using Hyper-terminal and Putty, https://techawarey.wordpress.com/2013/06/20/serial-port-communication-in-windows-7-using-hyper-terminal-and-putty/ [2016,Oct].

[19] Shapiro BA, Kacmarek RM, Cane RD, Peruzzi WT and Hauptman D. Clinical application of respiratory care, 4th edition. St Louis: Mosby Year Book, 1991. [2016,Oct].

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก

เกี่ยวกับภาคผนวก

รายละเอียดของเซ็นเซอร์วัดความเร่ง

VDD = 2.375V-3.46V, VLOGIC (MPU-6050 only) = 1.8V±5% or VDD, T_A = 25°C

PARAMETER	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS	NOTES
ACCELEROMETER SENSITIVITY						
Full-Scale Range	AFS_SEL=0		±2		*g*	
	AFS_SEL=1		±4		*g*	
	AFS_SEL=2		±8		*g*	
	AFS_SEL=3		±16		*g*	
ADC Word Length	Output in two's complement format		16		bits	
Sensitivity Scale Factor	AFS_SEL=0		16,384		LSB/*g*	
	AFS_SEL=1		8,192		LSB/*g*	
	AFS_SEL=2		4,096		LSB/*g*	
	AFS_SEL=3		2,048		LSB/*g*	
Initial Calibration Tolerance			±3		%	
Sensitivity Change vs. Temperature	AFS_SEL=0, -40°C to +85°C		±0.02		%/°C	
Nonlinearity	Best Fit Straight Line		0.5		%	
Cross-Axis Sensitivity			±2		%	
ZERO-G OUTPUT						
Initial Calibration Tolerance	X and Y axes		±50		*mg*	1
	Z axis		±80		*mg*	
Zero-G Level Change vs. Temperature	X and Y axes, 0°C to +70°C		±35		*mg*	
	Z axis, 0°C to +70°C		±60		*mg*	
SELF TEST RESPONSE						
Relative	Change from factory trim	-14		14	%	2
NOISE PERFORMANCE						
Power Spectral Density	@10Hz, AFS_SEL=0 & ODR=1kHz		400		*µg*/√Hz	
LOW PASS FILTER RESPONSE						
	Programmable Range	5		260	Hz	
OUTPUT DATA RATE						
	Programmable Range	4		1,000	Hz	
INTELLIGENCE FUNCTION INCREMENT			32		mg/LSB	

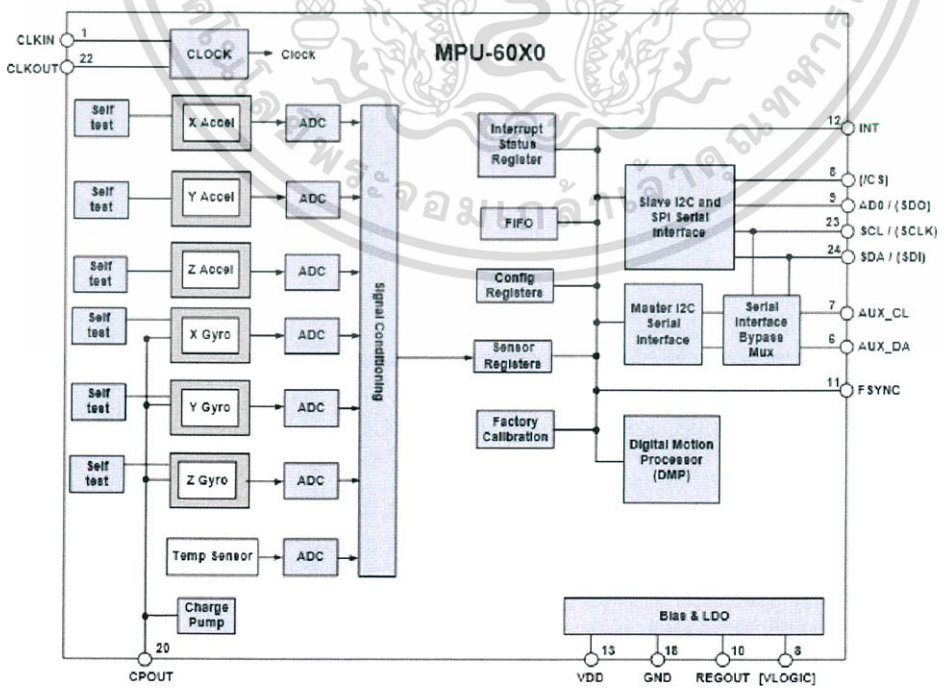
1. Typical zero-g initial calibration tolerance value after MSL3 preconditioning
2. Please refer to the following document for further information on Self-Test: *MPU-6000/MPU-6050 Register Map and Descriptions*

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การประยุกต์ใช้งานข้อมูลและคำอธิบายสัญญาณ

Pin Number	MPU-6000	MPU-6050	Pin Name	Pin Description
1	Y	Y	CLKIN	Optional external reference clock input. Connect to GND if unused.
6	Y	Y	AUX_DA	I^2C master serial data, for connecting to external sensors
7	Y	Y	AUX_CL	I^2C Master serial clock, for connecting to external sensors
8	Y		/CS	SPI chip select (0=SPI mode)
8		Y	VLOGIC	Digital I/O supply voltage
9	Y		AD0 / SDO	I^2C Slave Address LSB (AD0); SPI serial data output (SDO)
9		Y	AD0	I^2C Slave Address LSB (AD0)
10	Y	Y	REGOUT	Regulator filter capacitor connection
11	Y	Y	FSYNC	Frame synchronization digital input. Connect to GND if unused.
12	Y	Y	INT	Interrupt digital output (totem pole or open-drain)
13	Y	Y	VDD	Power supply voltage and Digital I/O supply voltage
18	Y	Y	GND	Power supply ground
19, 21	Y	Y	RESV	Reserved. Do not connect.
20	Y	Y	CPOUT	Charge pump capacitor connection
22	Y	Y	RESV	Reserved. Do not connect.
23	Y		SCL / SCLK	I^2C serial clock (SCL); SPI serial clock (SCLK)
23		Y	SCL	I^2C serial clock (SCL)
24	Y		SDA / SDI	I^2C serial data (SDA); SPI serial data input (SDI)
24		Y	SDA	I^2C serial data (SDA)
2, 3, 4, 5, 14, 15, 16, 17	Y	Y	NC	Not internally connected. May be used for PCB trace routing.

บล็อกไดอะแกรมของเซ็นเซอร์ MPU 6050



Note: Pin names in round brackets ( ) apply only to MPU-6000

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Code การทำงานของ PIC16F887

```
#include <16f887.h>
#FUSES NOWDT
#FUSES NOBROWNOUT
#FUSES NOLVP
#FUSES HS
#use    delay(clock=20MHz)
#use I2C(stream=ch1,master, sda=PIN_d4, scl=PIN_d5, slow)
#use I2C(stream=ch2,master, sda=PIN_d2, scl=PIN_d3, slow)
#use rs232(baud=115200,xmit=PIN_C6,rcv=PIN_C7,errors)
#include "MPUfor2driver.C"
#include <math.h>
signed int8 A_data[6];
signed int8 A2_data[6];
signed int16 Xa = 0,Ya = 0,Za = 0;
signed int16 Xa2 = 0,Ya2 = 0,Za2 =0;
signed long Dx = 0,Dy = 0,Dz = 0;
signed long Dx2 = 0,Dy2 = 0,Dz2 = 0;
double result = 0;
double result2 = 0;
unsigned int16 channel;
void main()
{
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
delay_ms(2);
mpu6050_init(1);  // Init channel 1
mpu6050_init(2);  // Init channel 2
while(TRUE)
{
   channel=1;
   if(channel == 1)
{
      A_data[0]=mpu6050_read(0x3B, 1); //Read X axis(LSB)
      A_data[1]=mpu6050_read(0x3C, 1); //Read X axis(MSB)
      A_data[2]=mpu6050_read(0x3D, 1); //Read Y axis(LSB)
      A_data[3]=mpu6050_read(0x3E, 1); //Read Y axis(MSB)
      A_data[4]=mpu6050_read(0x3F, 1); //Read Z axis(LSB)
      A_data[5]=mpu6050_read(0x40, 1); //Read Z axis(MSB)
      Xa=make16(A_data[0],A_data[1]);
      Ya=make16(A_data[2],A_data[3]);
      Za=make16(A_data[4],A_data[5]);
      Dx = (unsigned long)(Xa * Xa);
      Dy = (unsigned long)(Ya * Ya);
      Dz = (unsigned long)(Za * Za);
      result = sqrt(Dx + Dy + Dz);
      //printf("**********************************sensor1");
      printf("\n%ld\t\t ",Xa) - 800;
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
    printf("%ld\t\t ",Ya) + 100;
    printf("%ld\t\t ",Za) - 13000;
    printf("%ld\t\t",result);
    channel=2;
}
if(channel == 2)
{
    A2_data[0]=mpu6050_read(0x3B, 2); //Read X axis(LSB)
    A2_data[1]=mpu6050_read(0x3C, 2); //Read X axis(MSB)
    A2_data[2]=mpu6050_read(0x3D, 2); //Read Y axis(LSB)
    A2_data[3]=mpu6050_read(0x3E, 2); //Read Y axis(MSB)
    A2_data[4]=mpu6050_read(0x3F, 2); //Read Z axis(LSB)
    A2_data[5]=mpu6050_read(0x40, 2); //Read Z axis(MSB)
    Xa2=make16(A2_data[0],A2_data[1]);
    Ya2=make16(A2_data[2],A2_data[3]);
    Za2=make16(A2_data[4],A2_data[5]);
    Dx2 = (unsigned long)(Xa2 * Xa2);
    Dy2 = (unsigned long)(Ya2 * Ya2);
    Dz2 = (unsigned long)(Za2 * Za2);
    result2 = sqrt(Dx2 + Dy2 + Dz2);
  //printf("**********sensor2");
    printf("%ld\t\t ",Xa2) - 200;
    printf("%ld\t\t ",Ya2) + 1000;
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
    printf("%ld\t\t ",Za2) - 13000;
    printf("%ld\t\t",result2);
    printf("\n");
  }
    delay_ms(10);
  }
}
```


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Code register MPU6050

```
// MPU6050 required Registers

#define W_DATA          0xD0

#define R_DATA          0xD1

#define PWR_MGMT_1      0x6B

#define PWR_MGMT_2      0x6C

#define SMPRT_DIV       0x19

#define CONFIG_R        0x1A

#define GYRO_CONFIG     0x1B

#define ACCEL_CONFIG    0x1C

#define ACCEL_XOUT_H    0x3B

#define ACCEL_XOUT_L    0x3C

#define ACCEL_YOUT_H    0x3D

#define ACCEL_YOUT_L    0x3E

#define ACCEL_ZOUT_H    0x3F

#define ACCEL_ZOUT_L    0x40

#define TEMP_OUT_H      0x41

#define TEMP_OUT_L      0x42

#define GYRO_XOUT_H     0x43

#define GYRO_XOUT_L     0x44

#define GYRO_YOUT_H     0x45

#define GYRO_YOUT_L     0x46

#define GYRO_ZOUT_H     0x47
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
#define GYRO_ZOUT_L    0x48

void mpu6050_write(int add, int data, int8 ch)

{

if(ch == 1)

  {

   i2c_start(ch1);

   i2c_write(ch1, W_DATA);

   i2c_write(ch1, add);

   i2c_write(ch1, data);

   i2c_stop(ch1);

  }

if(ch == 2)

  {

   i2c_start(ch2);

   i2c_write(ch2, W_DATA);

   i2c_write(ch2, add);

   i2c_write(ch2, data);

   i2c_stop(ch2);

  }

}

int8 mpu6050_read(int8 add, int8 ch)

{

int8 retval;
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
retval = 0;
if(ch == 1)
{
   i2c_start(ch1);
   i2c_write(ch1, W_DATA);
   i2c_write(ch1, add);
   i2c_start(ch1);
   i2c_write(ch1, R_DATA);
   retval = i2c_read(ch1, 0);
   i2c_stop(ch1);
  }
if(ch == 2)
  {
   i2c_start(ch2);
   i2c_write(ch2, W_DATA);
   i2c_write(ch2, add);
   i2c_start(ch2);
   i2c_write(ch2, R_DATA);
   retval = i2c_read(ch2, 0);
   i2c_stop(ch2);
  }
return(retval);
}
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
void mpu6050_init(int8 ch)
{
if(ch == 1)
  {
   mpu6050_write(PWR_MGMT_1,  0x80, 1);
   delay_ms(100);
   mpu6050_write(PWR_MGMT_1,  0x00, 1);
   delay_ms(100);
   mpu6050_write(CONFIG_R,    0x01, 1);
   delay_ms(10);
   mpu6050_write(GYRO_CONFIG, 0x00, 1);
  }
if(ch == 2)
  {
   mpu6050_write(PWR_MGMT_1,  0x80, 2);
   delay_ms(100);
   mpu6050_write(PWR_MGMT_1,  0x00, 2);
   delay_ms(100);
   mpu6050_write(CONFIG_R,    0x01, 2);
   delay_ms(10);
   mpu6050_write(GYRO_CONFIG, 0x00, 2);
  }
}
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Code การทำงานของ GUI Matlab

```
function varargout = RealtimesGUI(varargin)
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',       mfilename, ...
                   'gui_Singleton',  gui_Singleton, ...
                   'gui_OpeningFcn', @RealtimesGUI_OpeningFcn, ...
                   'gui_OutputFcn',  @RealtimesGUI_OutputFcn, ...
                   'gui_LayoutFcn',  [] , ...
                   'gui_Callback',   []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end
if nargout
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end

function RealtimesGUI_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
handles.output = hObject;
guidata(hObject, handles);
global s;
s = serial('COM1', 'BaudRate', 115200);

function varargout = RealtimesGUI_OutputFcn(hObject, eventdata, handles)
varargout{1} = handles.output;

function Start_bottom_Callback(hObject, eventdata, handles)
global s scrollWidth delay count time data min max plotGraph1 plotGraph2 plotGraph3
plotGraph5 plotGraph6 plotGraph7 xLabel yLabel ;
xLabel = 'Time (s)';
yLabel = 'Acceleration';
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
plotGrid = 'on';
min = -30000;
max = 30000;
scrollWidth = 5;
delay = 0.0001;
time = 0;
data = zeros(8,1);
count = 0;

axes(handles.axes17);
plotGraph5 = plot(time,data(5,:)-200,'-r','LineWidth',1,'MarkerFaceColor','w','MarkerSize',4);
hold on
plotGraph6 = plot(time,data(6,:)+1000,'-g','LineWidth',1,'MarkerFaceColor','w','MarkerSize',4);
hold on
plotGraph7 = plot(time,data(7,:)-13000,'-b','LineWidth',1,'MarkerFaceColor','w','MarkerSize',4);
hold on

title('Raw data body Sensor','FontSize',15)
xlabel('Time (s)','FontSize',10);
ylabel('acceleration','FontSize',10);
grid('on');


axes(handles.axes1);
plotGraph1 = plot(time,data(1,:)-800,'-r','LineWidth',1,'MarkerFaceColor','w','MarkerSize',4);
hold on
plotGraph2 = plot(time,data(2,:)+100,'-g','LineWidth',1,'MarkerFaceColor','w','MarkerSize',4);
hold on
plotGraph3 = plot(time,data(3,:)-13000,'-b','LineWidth',1,'MarkerFaceColor','w','MarkerSize',4);
hold on

title('Raw data hand Sensor','FontSize',15)
xlabel('Time (s)','FontSize',10);
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
ylabel('acceleration','FontSize',10);
grid('on');

disp('Close Plot to End Session');
fopen(s);

tic

while ishandle(plotGraph1) && ishandle(plotGraph2) && ishandle(plotGraph3) &&
ishandle(plotGraph5) && ishandle(plotGraph6) && ishandle(plotGraph7)
dat = fscanf(s,'%d');

if(~isempty(dat) && isfloat(dat))
    count = count + 1;
    time(count) = toc;
    data(:,count) = dat(:,1);

  if(scrollWidth > 0)
   set(plotGraph1,'XData',time(time > time(count)-scrollWidth),'YData', data(1,time >
time(count)-scrollWidth));
   set(plotGraph2,'XData',time(time > time(count)-scrollWidth),'YData', data(2,time >
time(count)-scrollWidth));
   set(plotGraph3,'XData',time(time > time(count)-scrollWidth),'YData', data(3,time >
time(count)-scrollWidth));
   set(plotGraph5,'XData',time(time > time(count)-scrollWidth),'YData', data(5,time >
time(count)-scrollWidth));
   set(plotGraph6,'XData',time(time > time(count)-scrollWidth),'YData', data(6,time >
time(count)-scrollWidth));
   set(plotGraph7,'XData',time(time > time(count)-scrollWidth),'YData', data(7,time >
time(count)-scrollWidth));
   axis([time(count)-scrollWidth time(count) min max]);
  else
   set(plotGraph1,'XData',time,'YData',data(1,:));
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
    set(plotGraph2,'XData',time,'YData',data(2,:));
    set(plotGraph3,'XData',time,'YData',data(3,:));
    set(plotGraph5,'XData',time,'YData',data(5,:));
    set(plotGraph6,'XData',time,'YData',data(6,:));
    set(plotGraph7,'XData',time,'YData',data(7,:));
    axis([0 time(count) min max]);
    end

    pause(delay);
end
end


function Stop_bottom_Callback(hObject, eventdata, handles)
global s;
fclose(s);
clearvars;

 function listbox1_Callback(hObject, eventdata, handles)

function listbox1_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)

if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'), get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

 function Save_bottom_Callback(hObject, eventdata, handles)
global data ;
a = data;
b = a.';
baseFileName = [datestr(now, 'mmmm-dd-yyyy-HH-MM-SS'),'.xls'];
FullFileName = fullfile('C:\Users\Tonq\Documents\MATLAB\Rawdata',baseFileName);
csvwrite(FullFileName,b);
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
function browse_button_Callback(hObject, eventdata, handles)
global text x1 x2 x3 x5 x6 x7 n1 n11;
[filename pathname] = uigetfile({'*.xls'},'File Selector');
fullpathname = strcat(pathname, filename);
c = load(fullpathname);
set(handles.text9,'String',filename);
d = c.';
text = d;

x1=text(1,:);
x2=text(2,:);
x3=text(3,:);

x5=text(5,:);
x6=text(6,:);
x7=text(7,:);

n1 = sqrt(x1.^2 + x2.^2 + x3.^2);
n11 = sqrt(x5.^2 + x6.^2 + x7.^2);
axes(handles.axes11);
plot(n1,'r');
title('Resultant vector','FontSize',15)
xlabel('Time (s)','FontSize',10);
ylabel('Magnitude','FontSize',10);
grid('on');
legend('Data from body sensor')
axes(handles.axes13);
plot(n11,'b');
xlabel('Time (s)','FontSize',10);
ylabel('Magnitude','FontSize',10);
grid('on');
legend('Data from hand sensor')
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
function RawData_button_Callback(hObject, eventdata, handles)
global x1 x2 x3 x5 x6 x7;

figure(3),subplot(211),plot(x1,'r');
hold on
figure(3),subplot(211),plot(x2,'g');
hold on
figure(3),subplot(211),plot(x3,'b');
hold on

title('Raw data hand Sensor','FontSize',15)
xlabel('Time (s)','FontSize',10);
ylabel('Raw data acceleration','FontSize',10);
grid('on');
legend('X','Y','Z');

figure(3),subplot(212),plot(x5,'-r');
hold on
figure(3),subplot(212),plot(x6,'-g');
hold on
figure(3),subplot(212),plot(x7,'-b');
hold on

title('Raw data Body Sensor','FontSize',15)
xlabel('Time (s)','FontSize',10);
ylabel('Acceleration','FontSize',10);
grid('on');
legend('X','Y','Z');

function tab1pushbutton_Callback(hObject, eventdata, handles)
set(handles.tab1panel,'Visible','on')
set(handles.tab2panel,'Visible','off')
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
function tab2pushbutton_Callback(hObject, eventdata, handles)
set(handles.tab1panel,'Visible','off')
set(handles.tab2panel,'Visible','on')

 function Browse2_button_Callback(hObject, eventdata, handles)
global text2 x11 x22 x33 x55 x66 x77 n2 n22;
[filename pathname] = uigetfile({'*.xls'},'File Selector');
fullpathname = strcat(pathname, filename);
c2 = load(fullpathname);
set(handles.text10,'String',filename);
d2 = c2.';
text2 = d2;

x11=text2(1,:);
x22=text2(2,:);
x33=text2(3,:);

x55=text2(5,:);
x66=text2(6,:);
x77=text2(7,:);

n2 = sqrt(x11.^2 + x22.^2 + x33.^2);
n22 = sqrt(x55.^2 + x66.^2 + x77.^2);
axes(handles.axes15);
plot(n2,'r');
title('Resultant vector','FontSize',15)
xlabel('Time (s)','FontSize',10);
ylabel('Magnitude','FontSize',10);
grid('on');
legend('Data from body sensor');
axes(handles.axes16);
plot(n22,'b');
xlabel('Time (s)','FontSize',10);
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
ylabel('Magnitude','FontSize',10);
grid('on');
legend('Data from hand sensor');

function Rawdata2_button_Callback(hObject, eventdata, handles)
global x11 x22 x33 x55 x66 x77;

figure(4),subplot(211),plot(x11,'r');
hold on
figure(4),subplot(211),plot(x22,'g');
hold on
figure(4),subplot(211),plot(x33,'b');
hold on

title('Raw data hand Sensor','FontSize',15)
xlabel('Time (s)','FontSize',10);
ylabel('Raw data acceleration','FontSize',10);
grid('on');
legend('X','Y','Z');

figure(4),subplot(212),plot(x55,'-r');
hold on
figure(4),subplot(212),plot(x66,'-g');
hold on
figure(4),subplot(212),plot(x77,'-b');
hold on

title('Raw data Body Sensor','FontSize',15)
xlabel('Time (s)','FontSize',10);
ylabel('Acceleration','FontSize',10);
grid('on');
legend('X','Y','Z');
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
function slider_axes13_Callback(hObject, eventdata, handles)
scrollplot; % add scroll sub-window to the current axes (gca)
scrollplot(plot(xdata,ydata), 'WindowSize',50); % plot with initial zoom
scrollplot('Min',20, 'windowsize',70); % add x-scroll to current axes
scrollplot([h1,h2], 'axis','xy'); % scroll both X&Y of 2 plot axes
scrollplot('axis','xy', 'minx',20, 'miny',10); % separate scroll minima


function slider_axes13_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)

if isequal(get(hObject,'BackgroundColor'), get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor',[.9 .9 .9]);
end


.
function slider_axes11_Callback(hObject, eventdata, handles)


function slider_axes11_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)

if isequal(get(hObject,'BackgroundColor'), get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor',[.9 .9 .9]);
end


function slider_axes15_Callback(hObject, eventdata, handles)

function slider_axes15_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)

if isequal(get(hObject,'BackgroundColor'), get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor',[.9 .9 .9]);
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
end


function slider_axes16_Callback(hObject, eventdata, handles)


function slider_axes16_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)

if isequal(get(hObject,'BackgroundColor'), get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor',[.9 .9 .9]);
end
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การทดสอบหาจำนวนข้อมูล

ทดสอบหาจำนวนข้อมูลจากเซ็นเซอร์ทั้ง 2 ตัวที่ส่งมายังโปรแกรม matlab เพื่อแสดงผลแบบ Real-time ในระยะเวลา 60 วินาที

Code Matlab

```
Clear all
s = serial('COM1', 'BaudRate', 115200);
fopen(s);
t0 = clock;
flushinput(s)
for j=drange(1:1)
   A1=[];
while etime(clock, t0) < 60
   A=fscanf(s)
   B=str2num(A);
   A1=[B; A1];
end
end
fclose(s);
```

ผลลัพท์ที่ได้

ครั้งที่	จำนวนข้อมูลที่ส่งมา
1	2891
2	2895
3	2896
4	2898
5	2892
6	2895
7 (สั้น)	2860
8 (สั้น)	2914
9 (สั้น)	2858
10 (สั้น)	2842

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้